UNTERSUCHUNGEN AN PER PRIMAM HEILENDEN HAUTWUNDEN MITTELS HOCHFREQUENTEM WECHSELSTROM

---

von

Klaus Meißner

aus Bad Bramstedt/Schleswig-Holstein

1965

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK - LEIDEN -

Aus der Chirurgischen Klinik der Universität
Erlangen - Nürnberg
Direktor : Professor Dr. med. G. Hegemann

UNTERSUCHUNGEN AN PER PRIMAM HEILENDEN HAUTWUNDEN MITTELS HOCHFREQUENTEM WECHSELSTROM

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich - Alexander - Universität
zu
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Klaus Meißner
aus Bad Bramstedt / Schleswig - Holstein

Gedruckt mit der Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen - Nürnberg

Dekan: Professor Dr. Dr. G. Steinhardt
Referent: Professor Dr. med. G. Hegemann
Tag der mündlichen Prüfung: 16.Dez.1965

Gewidmet

meiner Mutter

Herrn o. ö. Professor Dr. med. G. Hegemann, Direktor der Chirurgischen Klinik der Universität Erlangen - Nürnberg, danke ich verbindlichst für die Überlassung des Themas, sowie für die großzügige Erlaubnis, in dieser Klinik arbeiten zu dürfen. Mein herzlicher Dank gilt Herrn Dr. med. H. Schaudig, Oberarzt der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen, für seine große Mühe bei der Betreuung und Unterstützung dieser Dissertation.

INHALTSVERZEICHNIS

I. Problemstellung

A.) Einleitung 1

B.) Faktoren, die die Wundheilung beeinflussen 1

C.) Bisherige Methoden der Wundheilungsforschung und ihre Nachteile 4

D.) Die Forderungen an eine neue Methode 5

E.) Die Möglichkeiten, diese Forderungen zu erfüllen . 6

II. Elektrische Leitfähigkeit und elektrisches Potential im heilenden Gewebe

A.) Literatur 7

B.) Wirkung der Elektrizität im Körper 12

III. Experimenteller Teil

A.) Versuche mit hochfrequentem Wechselstrom 16

B.) Instrumentelle und technische Ausrüstung 19

C.) Elektrische Fehlerquellen 24

D.) Berechnung der Meßwerte 29

E.) Die Elektroden

1.) Literatur 36
2.) Injektionsmethode 40
3.) Drahtnähte 44

F.) Selbstversuche 44

IV. Ergebnisse

A.) Am Menschen 51

B.) Vergleich der Ergebnisse Mensch - Meerschweinchen 54

V. Diskussion 63

VI. Zusammenfassung 66

VII. Literaturverzeichnis 68

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548828_0035

I. PROBLEMSTELLUNG

A.) Einleitung

Mein Thema lautete : Untersuchungen an per primam heilenden Hautwunden mittels hochfrequentem Wechselstrom.

Alle Methoden der Wundheilungsmessung beruhen darauf, daß sie sich die zeitlichen Änderungen der Wundgewebskonsistenz während des Ablaufs des Wundheilungsgeschehens zugute machen. Die Wundheilung, auch Reparation, die in manchen Fällen einer Regeneration ähnelt (HEGEMANN 34), beginnt mit der Wiedervereinigung getrennten Gewebes durch Wundkontraktion und Ausfüllung mit Granulationsgewebe, das zumeist zell- und gefäßreich ist, und sich im weiteren Verlauf in zell- und gefäßarmes, faserreiches Narbengewebe umwandelt (AREY 5, CARREL u. EBELING 12, GRILLO u. PORTSAID 30, GRILLO u. WATTS u. GROSS 29, HARVEY 33, HEGEMANN 34 u. 36, LÖHR 55, MARCHAND 56, ROSTOCK 68, WEISS 84, WILLIAMSON 86). Der Wundheilungsablauf kann durch eine Vielzahl von Faktoren beeinflußt werden :

B) Faktoren, die die Wundheilung beeinflussen

Wundinfektion AREY (5) schreibt der Wundinfektion, selbst wenn der Abszeß entfernt, im Körper liegt, eine negative Wirkung zu. Bei einigen weniger virulenten Erregern (staph. alb.) fand BOTSFORD (10) eine Erhöhung der Reißfestigkeit der Wunde in vivo.

Wundkomplikationen Eine Störung der Wundheilung erfolgt durch Hämatome, Serome, Epithelcysten, lipophage Granulome (ZOLLINGER 92).

Mechanische Einwirkungen Störend auf die Wundheilung wirken Druck (AREY 5), Zugspannung (SANDBLOM u. MUREN 76) und Traumata, die zur Aktivierung des HVL - NNR - Systems

führen, und damit zur vermehrten Bildung von Cortison (KÜHNAU 48).

Intravasculäre Aggregation Der Grad der verminderten Suspensionsstabilität des Blutes, die zur intravasculären Aggregation, Erythrostasis in postkapillären Venolen und geschädigter Kapillarströmung führt, steht in Wechselbeziehung mit der Verzögerung der Wundheilungsrate (ZEDERFELD 89). Ebenfalls hemmend wirken Vasokonstriktion (SANDBERG u. ZEDERFELD 73), (BJÖRLIN 8) und Blutungsschock (SANDBLOM 45).

Iatrogene Faktoren Bis heute gibt es keine Mittel, Salben, Lösungen oder Puder, die eine ungestörte, nicht-infizierte Wunde schneller zu Heilung bringen. (HEGEMANN 34)

Röntgenstrahlen Ihr Einfluß ist direkt abhängig von der Dosierung, wobei geringe den Wundheilungsvorgang anregt (AREY 5), größere (750r) jedoch die Heilung verzögert (GRILLO u. PORTSAID 29) und stärkere (1500-2000 r) den Heilungsprozeß stört (BLAIR u. VAN DEN BRENK 9).

Alter Die Heilungskraft ist im Alter reduziert (LÖFSTRÖM u. ZEDERFELD 54, DOBERAUER 16, KLINGSBERG u. BUTCHER 47). Mit dem fortschreitenden Alter des Patienten nimmt die Heilungsdauer zu. DE NOUY (63) hat folgende Zahlen festgestellt:

Eine Wunde von 20 cm^2 heilt bei einem

10	Jahre	alten	Kind	in	20	Tagen
20	"	"	Pat.	"	31	"
30	"	"	"	"	41	"
40	"	"	"	"	55	"
50	"	"	"	"	78	"
60	"	"	"	"	100	"

Tabelle nach L. DE NOUY

Einen geringen Einfluß auf die Heilungskraft stellte SANDBLOM (74) fest.
Keinen Unterschied der Reißfestigkeit von Wunden junger und alter Tiere fanden HOWES u. HARVEY (41).

Ernährung Keinen Einfluß auf die Wundheilung hat zeitbegrenztes Hungern auf alte Ratten, jüngere Ratten dagegen erleiden eine Heilungsstörung schon bei der Reduzierung des Futters auf die Hälfte (HOWES, BRIGGS, SHEA u. HARVEY 4o). Hypoproteinämie verkleinert die Wundheilungsrate durch Verminderung des kolloid-osmotischen Drucks und Verzögerung der Gewebsödembildung (DUNPHY 18, PEACOCK jr. 66, ZOLLINGER 92).

Vitamine Vitamin-C-Mangel bedingt eine Kollagensynthesestörung (ZOLLINGER 92), wodurch der Vernarbungsprozeß verhindert wird (SAITTA 72). Avitaminose reduziert die Heilungsrate stark (ISHIDO 43, Histologie von YABUKI 88).

Temperatur Beim Alligator (EBELING 19) wurde eine Verdoppelung, bei Ratten eine Erhöhung der Vernarbungsrate bei Temperaturerhöhungen um 10° C festgestellt, begründet durch:

I. die van't Hoffsche Regel
II. erhöhte Durchblutung der Haut durch das Wärmezentrum
III. allgemeine metabolische und hormonelle Änderungen (ERICI 21)

Eine Verzögerung der Heilung nach Hypothermie fanden LÖFSTRÖM u. ZEDERFELDT(53). Die Reißfestigkeit einer Narbe ist bei Ratten in vivo bei 20° C größer als bei 30° C (CALDWELL, DONOHUE u. ROSENBERG 11).

Anämie und Austrocknung Unter beiden Bedingungen wurde eine Störung der Wundheilung festgestellt (SANDBLOM74, ZEDERFELDT 89), hervorgerufen durch reflektorische Vasokonstriktion und Änderung der Kapillarströmung (SANDBERG u, ZEDERFELDT 73).

Hormone Keine Verzögerung der Wundheilung wurde festgestellt durch Sexualhormone (JORGENSEN u. SCHMIDT 44), anabole Steroide (VILJANTO, ISOMÄKI u. KULONEN 83), Hodenparenchym, Thyreoidea,Hypophyse und Plazentahormonen; Verzögerung jedoch durch Pankreas (AREY 5, ZOLLINGER 91).

Cortison reduziert die Wundheilungsrate stark (KÜHNAU 48, PAPPAS,EVANS,HYATT und EARLE 65, ZOLLINGER 91)

C.) Bisherige Methoden der Wundheilungsforschung und ihre Nachteile

Die ersten Versuche zur Messung des Wundheilungsablaufes machte 1853 PAGET (64), der die Reißfestigkeit getrennter und wiedervernähter Wunden untersuchte.

CARREL und HARTMANN (13) stellten eine Beziehung auf zwische der Größe der Wunde und der Vernarbungsrate. Die SANDISON-sche (77) Transparentkammer diente der histologischen Untersuchung der Wundheilung in Rattenohren. Zur elektrophoretischen, histochemischen und histologischen Untersuchung der Wundheilung - auch in Verbindung mit mechanischen Methoden (LEVENSON,OATES u.GEEVER 49, NILSSON u. WENDEBERG 61) - wurde Granulationsgewebe gewonnen mit Hilfe von subcutanen Implantationen von Polyvinylschwämmen, Tantalumdrahtkugeln oder durch Bildung von subcutanen Taschen (granuloma pouch) (RUSSEL u. BILLINGHAM 70), durch Ivanolschwämme (KAHLSON,NILSSON, ROSENGREN u. ZEDERFELDT 45) und durch Drahtmaschenzylinder (WHITE,SHETLAR u. SCHILLING 85). Eine mechanische Methode wird von ZHURAVSKY und MISHIN (90) angegeben, wobei eine Drahtschlinge in vernähte Incisionen eingelegt und nach 48 Stunden mit Hilfe einer Federwaage entfernt wird.

Die gebräuchlichste Untersuchungsmethode ist die Tensiometr nach SANDISON (75), die weiterentwickelt, um in situ zu messen, und abgeändert wurde (BJÖRLIN 8, Quecksilbertensiometer nach DOUGLAS 17). Bei der Tensiometrie ist die Reißfestigkeit eines exzidierten Gewebestreifens, in dessen Mitte die Narbe verläuft, ein Maß für den Wundheilungsablau Die Fehlerquellen und damit die Nachteile der Tensiometrie liegen nach DOUGLAS(17) in :

1.) der unterschiedlichen Breite der Wundstreifen

2.) der Unterschiedlichkeit der Teststruktur

3.) dem ungleichmäßigen Abriß in der Abrißstelle

4.) den Nähten

a.) Abstand
b.) Entfernung gibt schmale Perforationen

5.) den Versuchstieren

a.) Alter (je älter, desto dicker und straffer die Haut)
b.) Geschlecht
c.) Ernährung
d.) Hautdicke (wobei festgestellt werden konnte, daß unterschiedliche Färbung mit unterschiedlicher Hautdicke einhergeht)

Alle Methoden haben den Nachteil, daß sie am Menschen nicht anwendbar sind, da sie blutig und nicht reproduzierbar sind und auch am Tier Messungen nur an bestimmten Körperteilen zulassen. Der größte Nachteil der Untersuchungen liegt in der Nichtreproduzierbarkeit der Versuche, da deshalb die Meßergebnisse einer statistischen Analyse unterworfen werden müssen.

In der Wundheilungsliteratur dominiert der Tierversuch. Die Ergebnisse lassen sich nicht auf die menschliche Haut übertragen, da die Versuchstiere :

1.) stärkere Behaarung,
2.) dünnere Epidermis,
3.) flache dermo-epidermale Grenze,
4.) kein Unterhautfettgewebe (HARTWELL 32)
5.) und Hautmuskeln (beim Menschen nur im Gesicht - MARCY 57) haben.
6.) Die Haut der Versuchstiere nimmt nicht an der Wärmeregulation teil (HEITE 37).
7.) Die menschliche und tierische Haut reagieren unterschiedlich auf pharmakologische Reize (z.B. Trenimon- ENSTE 20, Cytoxan - DESPREZ u. KIEHN 15).

D.) Die Forderungen an eine neue Methode

Diese Fehlerquellen können nur ausgeschaltet werden durch eine Methode, die folgende Forderungen erfüllt :

1.) möglichst wenig Fehlerquellen hat, d.h. genau ist
2.) einfach in der Ausführung ist

3.) die Kosten niedrig hält

4.) den Heilungsverlauf nicht stört

5.) schmerzfrei ist

6.) unblutig ist (keine Entnahme von Gewebe nötig macht)

7.) es erlaubt, an allen Stellen des Körpers zu messen (Tensiometrie am Meerschweinchen nur am Rücken)

8.) es gestattet, den Wundheilungsverlauf an ein und demselben Tier, bez. Patienten über beliebig lange Zeit zu verfolgen; also reproduzierbar ist.

E.) Die Möglichkeiten, diese Forderungen zu erfüllen

1.) Autoradiographie

Diese Methode wäre zwar reproduzierbar, ist aber für den Menschen zu gefährlich.

2.) Intravitalmikroskopie

Bei dieser Versuchsanordnung würde Gewebe durch Hitze zerstört werden.

3.) Elektrizität

Weil es bisher keine Methode in der Klinik gibt, am Patienten ohne eingreifende Verletzungen den Wundheilungsvorgang zu messen, wurde eine Methode entwickelt, die Stromdurchflüsse durch das Wundgewebe als Maß für die Wundheilung registriert.

II. ELEKTRISCHE LEITFÄHIGKEIT UND ELEKTRISCHES POTENTIAL IM HEILENDEN GEWEBE

A.) Literatur

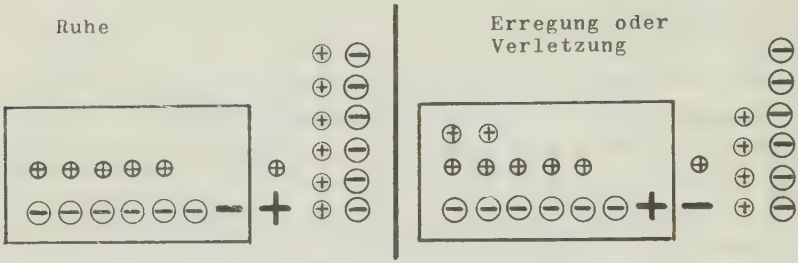
Die Messung des Wundheilungsgeschehens beruht auf der Registrierung der zeitlich unterschiedlichen elektrischen Leitfähigkeit des Wundgewebes. Die Tatsache, daß die Haut den elektrischen Strom leitet, ist oft beschrieben worden (GILDEMEISTER 1919 (25) , 1928 (26) , GERSTNER 1948 (23) , 1949 (24) , RUTENFRANZ 1955 (71) , THEWS 1962 (82)) . 200 Tierversuche von HERTZEN (38) 1926 ergaben, daß ein Wundstrom existiert als aktiver Strom in granulierenden Wunden. Der Strom ist positiv und geht von der Wunde zur Haut. Der Potentialunterschied ist desto größer, je üppiger die Granulation ist; Spitzenwerte wurden bei der Abstoßung von nekrotischen Gewebsteilen festgestellt.

Die biologischen Zellen können als Batterien betrachtet werden, wie es auch SCHANNE,KERN und SCHÄFER 1962 (78) taten, die an dem Problem des Innenwiderstandes der Zellen arbeiten, um Rückschlüsse auf den Mechanismus der Bereitstellung elektrischer Energie der Zelle ziehen zu können. Das Membranpotential, das u.a. die elektrische Leitfähigkeit des Gewebes verursacht(GILDEMEISTER 25,RUTENFRANZ 71), gibt keine Aussage, wieviel Strom die Zelle liefert. Das Membranpotential ist der Potentialsprung an der Zellmembran, bedingt durch

1.) die Konzentrationsunterschiede der einzelnen Ionen im Inneren der Zelle gegenüber denen in der interstitiellen Flüssigkeit, die durch aktive energieverbrauchende Vorgänge (sog. Ionen - Pumpen) bewirkt werden, und durch
2.) die unterschiedliche Permeabilität der Membran für Natrium-,Kalium- und Chlorionen.

Die durch diese Faktoren entstehende Membranpolarisation bewirkt, daß in Ruhe das Zellinnere negativ gegenüber der

Oberfläche ist. Eine Umpolarisation findet bei Erregung oder Verletzung statt; die verletzte Stelle eines Gewebes ist gegenüber der unverletzten immer elektrisch negativ.



Schematische Darstellung der Membranpolarisation in der ruhenden Zelle und ihre Umpolarisation bei Erregung bez. Verletzung

Die Größe des Potentials liegt wahrscheinlich bei den einzelnen Zellarten verschieden durch Unterschiede der Konzentration, der aktiven Vorgänge und der Permeabilität. Sie beträgt bei verschiedenen erregbaren Gebilden etwa 40 - 80 mV (SCHNEIDER 79). SCHANNE und Mitarbeiter ermittelten bei ihren Arbeiten mit Froschsartorien und menschlichen Gewebekulturen (LARYNX - CARCINOM), daß, wie bei gebrauchten Batterien, bei Erschöpfung der Zelle die Spannung sinkt und der Innenwiderstand steigt. Nicht völlig erklärbar ist die von ihnen erwähnte Tatsache, daß Adrenalin die Zellbatt leistungsfähiger werden läßt.

Im Verlauf der Wundheilung kommt es nun zu Diffusionsänderungen in der Zelle und im Wundgebiet. Nach THEWS (82) bestehen bei der Diffusion Änderungen im elektrischen Verhalten :

Diffusion	Elektrische Leitung
Partialdruck	Spannung
Löslichkeit	Spezifische Kapazität
Diffusionswiderstand	Spez.elektr. Widerstand
Diffusionsleitfähigkeit	Spez.elektr. Leitfähigkeit
Konzentration	Ladungsdichte

Das heißt also, daß eine Änderung der elektrischen Leitung dann auftritt, wenn die Faktoren, die die Diffusion beeinflussen, sich ändern; wie z.B. durch eine Wundsetzung. Die Haut kann man nach CATCHPOLE (14) in zwei Hauptteile unterteilen :

1.) In den fibrillären Teil, bestehend aus kollagenen, retikulären und elastischen Fasern und seinem assoziierten Wasser und Elektrolyten und
2.) in den nichtfibrillären Teil, bestehend aus der Grundsubstanz und seinem assoziierten Wasser und Elektrolyten.

Welche der aufgezählten Faktoren ändern sich nun im Wundheilungsgeschehen in Bezug auf die unterschiedliche elektrische Leitfähigkeit.

Partialdruck (Spannung) Durch eine Wundsetzung wird die Homogenität des Gewebes gestört und damit einhergehend ist ein Änderung des Partialdruckes bedingt (analog dazu eine Änderung der Spannung).

Löslichkeit und assoziiertes Wasser (Spez. Kapazität)
Ein Schnitt bringt eine Verletzung von Zellen und Gefäßen mit sich, die den Wasserghalt des Gewebes und damit die Löslichkeit der Elektrolyte ändert. Die maximale Hydration ist nach 24 Std. erreicht und fällt innerhalb von 3Wochen zur Norm ab (ALLGÖWER 2, RAEKALLIO 67).

Diffusionswiderstand und -leitfähigkeit (Spez.elektr. Widerstand und spez. elektr. Leitfähigkeit)
Bei Irritation des Gewebes wird das Gleichgewicht zwischen Elektrolyten und Wassergehalt gestört. Die Permeabilität der Zellwände im Wundbereich ändert sich und damit der Diffusionswiderstand und die Diffusionsleitfähigkeit.

Konzentration (Ladungsdichte)
Physikalisch-chemische Faktoren, die bei der Wundheilung ablaufen :

a.) Sulfat

Sulfat läßt sich einige Stunden nach der Wundsetzung in Fibroblasten nachweisen (KÜHNAU 48). Es erscheint saure - und sulfathaltige cytoplasmatische Granula, wahrscheinlich

salzartiges an Eiweiß gebunden. LINDNER (52) hat die Gehaltschwankungen des S^{35} - Sulfats festgestellt.

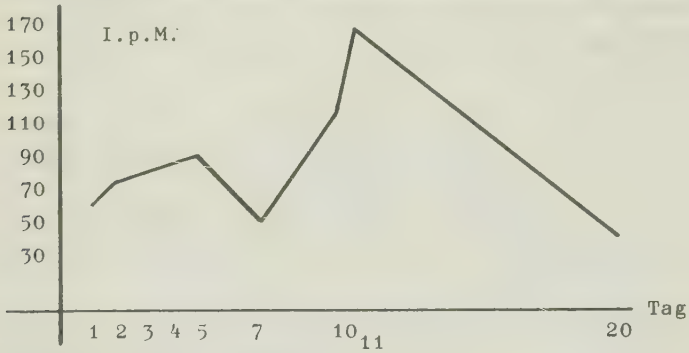


Tabelle nach LINDNER

Ähnliche Ergebnisse mit radioaktivem Sulfat machten WILLIAMSON und HAREY (87).

b.) O_2 - Verbrauch

Ebenfalls von LINDNER (52) wurde der O_2 - Verbrauch während des Wundheilungsgeschehens untersucht, der hier angeführt wird, da sich der Kurvenablauf mit den Ergebnissen der aufgezeigten Meßmethode deckt.

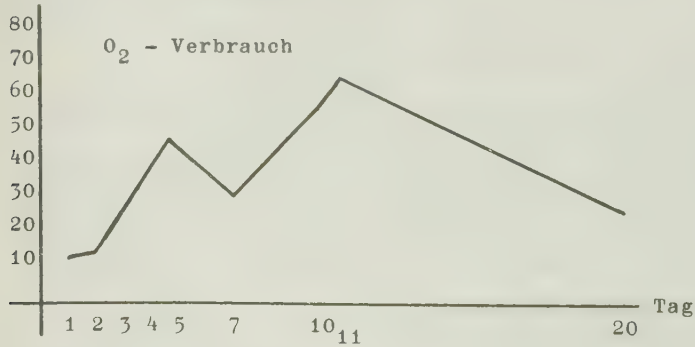


Tabelle nach LINDNER

c.) Wassergehalt

In granulierenden Wunden steigt der Feuchtigkeitsgehalt (wet weight) vom 3. bis zum 8. Tag an, am 12. Tag erfolgt

ein starker Abfall (GRILLO, WATTS u. GROSS 30). Die Zunahme des Wassergehaltes während des Wundstoffwechsels bedingt eine Änderung des osmotischen Druckes und damit ein Einfließen von Elektrolyten (AREY 5). Es erfolgt eine Änderung des Wasserstoffexponenten.

d.) pH - Wert

Eine Änderung des pH - Wertes der Wunde gegenüber dem gesunden Gewebe und in der Wunde selbst ist feststellbar. (ALBRECHT 1,ANDREESEN u. TAMMANN 3, APOSOLEANU u. VLADUTIO 4, v.GAZA 22, GIRGOLAFF 27, LIEBLEIN 50, MELCHIOR 58,MELMOTTE 59, NATHER u. JALCOWITZ 60, di NATALA u. TABANETTI 62, ROSTOCK 68)
9 Stunden nach der Wundsetzung (GIRGOLAFF 27) bez. den ersten Tag (LIEBLEIN 50) herrscht eine alkalische, danach überwiegt eine saure Reaktion. Die alkalische Reaktion geht mit reichlich Blutplättchen einher, das Sekret ist rötlich trübe und nach 2 bis 3 Tagen nur noch rosarot bis farblos (LIEBLEIN 50). Die pH - Änderung erfolgt in Folge einer Elektrolytverschiebung; und zwar werden im Vergleich zum Serum Ka und Ca vermehrt und Na und Cl schwach vermindert. SCHULZ (80) sieht eine Gesetzmäßigkeit darin, daß überall dort,wo Azidität ist, die Kaliumreaktion stark positiv ist. Bei Kaninchen-Rückenwunden hat er histologisch die ersten 3 Tage eine stark positive Kaliumreaktion festgestellt, ebenso LIEBLEIN (50), der noch, wie LINDNER(52) und KÜHNAU (48), Phosphate fand. Die Zelleiber der jungen Bindegewebszellen zeigen auch eine stark positive Kaliumreaktion (v.GAZA 22). Nach dem dritten Tage der Wundsetzung erfolgt eine Vermehrung des Kalziumgehaltes in der Wunde, d.h. beim Wiederaufbau mit zugleich neutraler bis leicht alkalischer Reaktion.

Zusammenfassend ist also zu sagen, daß eine Vermehrung von Kalium während der ersten drei Tage und anschließend eine Vermehrung von Kalzium im Wundheilungsablauf in dem Wundgewebe stattfindet und eine Verminderung von Natrium und Chlor, wobei Natrium stärker als Chlor vermindert ist.

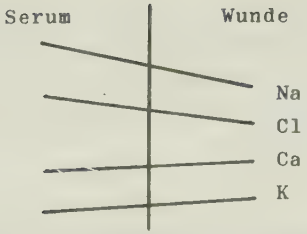
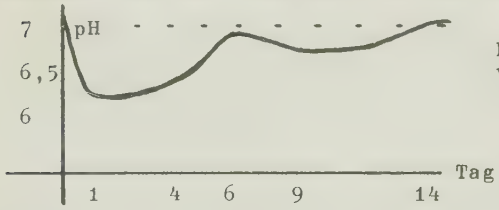


Tabelle
nach ANDREESEN (3)
s.o.

Die Wechselwirkung der Kaliumreaktion während der ersten Tage zu der Kalziumreaktion der darauffolgenden bezeichnet SCHULZ (80) als K - Ca - Puffersystem. Diese Änderung des Elektrolytgehaltes bringt eine zeitliche pH - Wert - Änderung mit sich, die GIRGOLAFF (27) untersucht hat. Er führte

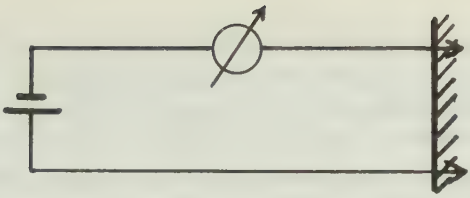


Kurve nach Meßwerten von GIRGOLAFF

diese Versuche mit Kaninchen durch und stellte fest, daß die primäre Wundheilung mit mehr saurer Gewebsreaktion verläuft, als es der Norm entspricht.

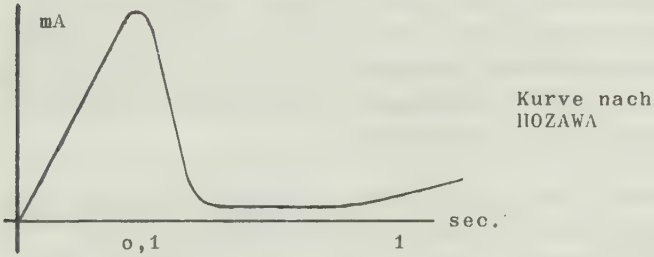
B.) Wirkung der Elektrizität im Körper

Zur Beantwortung der Frage, welche Stromart sich für die Messung der Wundheilung am besten eignet, wurde zunächst eine Versuchsanordnung für Gleichstrom geschaffen. Dazu diente als Stromquelle eine Trockenbatterie mit einer Spannung von 9 Volt, als Anzeigegerät ein Milliamperemeter und als Elektroden zwei gleich große Injektionsnadeln. Sowohl beim Selbst-, als auch beim Meerschweinchenversuch wurden die Injektionsnadeln intrakutan appliziert. An diese konnte die Stromquelle angeschlossen und - wie aus folgende Schaltskizze ersichtlich - das Meßinstrument in den Stromkreis eingeschaltet werden. Der Stromkreis wurde geschlosse Der vom Milliamperemeter angezeigte Stromdurchfluß erreicht



rasch ein Maximum und sank darauf langsam wieder ab.

HOZAWA (42) benutzte für seine Versuche Gleichstromspannungen zwischen 6 bis 18 Volt, wobei er Plattenelektroden benutzte. Er registrierte noch einen Endanstieg, den er als Folgeerscheinung stärkerer Durchströmung, vielleicht als Schädigung auffaßte.



Die"Anfangszacke" des elektrischen Stromes betrachtet er als Ladungserscheinung der Polarisationskapazität der Haut.

Das Ergebnis dieses Versuches ist deshalb wichtig, weil er die Gewißheit bringt, daß nicht nur bei Plattenelektroden, sondern auch bei den für vorliegende Versuche entwickelten Mikroelektroden der elektrische Strom gut registrierbar von der Haut geleitet wird. Andererseits zeigte sich, daß diese sogenannte Anfangszacke zu kurzzeitig ist, um brauchbare Versuchsergebnisse zu liefern. Die Versuche mit beiden Elektrodenarten ließen jedoch erkennen, daß die Haut den elektrischen Gesetzen gehorcht wie Elektrolyte. Diese unterscheiden sich von metallischen Leitern hauptsächlich dadurch, daß ein Stromdurchgang - Voraussetzung dafür sind bewegliche Ladungsträger - stets mit chemischen Veränderungen verknüpft ist und zwar mit

Elektrolyse, Wärmeentwicklung, Polarisation und Kondensatorwirkung. Für letztere, die Aufspeicherungsfähigkeit der Haut, zieht GILDEMEISTER (26) zwei Deutungen in Erwägung.

Der erste Punkt, die elektrostatische oder dielektrische Kapazität, ist ohne allgemein-physiologische Bedeutung. Zwei dünne Schichten - schlecht aber doch merklich leitend - eines organischen Dielektrikums beladen sich mit Elektronen, als Modell gesehen wie ein Kondensator mit schlechter Isolation.

Zutreffender ist die zweite Erklärung, daß nämlich der betreffende Körperteil, hier die Haut, sich verhält wie eine Polarisationszelle. Die elektrische Energie wird in erster Linie dadurch gespeichert, daß durch Ionenverschiebung potentielle Energie angesammelt wird. GILDEMEISTER (26) nennt es Polarisationskapazität.

Die in der Haut vorhandenen Säure- und Salzmoleküle sind in entgegengesetzt elektrisch geladene Bestandteile - Ionen - gespalten (dissoziiert). Erst durch die angelegte Spannung geraten sie in fortschreitende Bewegung; dabei wandert das im Elektrolyten enthaltene Metall oder der Wasserstoff an die Kathode, der Säurerest an die Anode (GRIMSEHL 31). Die Versuchsanordnung bringt es mit sich, daß Polarisationseffekte auftreten. Diese setzen das Vorhandensein von Phasengrenzflächen vorraus, die in allen Geweben durch Zellmembranen und verschiedene Gewebeschichten reichlich vorhanden sind. Nach KLENSCH (46) tritt die Polarisation an folgenden Stellen auf :

1.) Am Übergang Metall-Elektrolyt, also an den Elektroden selbst.
2.) In der Haut bei der Reizung durch die intakte Haut hindurch an sämtlichen Gewebemembranen zwischen Elektrode und Reizobjekt.
3.) An der reizbaren Substanz des Organs selbst, die man sich ebenfalls als eine Grenzmembrane vorstellt.

ad 2) Bei beiden oben genannten Punkten bringt es die Reizung mit Mikroelektroden mit sich, daß metallische Leiter, unsere Elektroden, in einen Leiter II.Klasse eintreten. Elektrizitätsträger sind also teils die Elektronen der metallischen Leiter, teils positive und negative Ionen der Haut. Durch diese Abscheidung von Ionen beim ersten Stromdurchgang - z.B. Na^+ -Ionen an der Metallelektrode (Kathode) - bildet sich bei der elektrolytischen Stromleitung eine positive Ladungsschicht, ohne daß die zur Neutralisierung erforderlichen Elektronen das Elektrodenmetall verlassen können. Es entsteht im Elektrolyten eine der äußeren Spannung entgegengesetzte Polarisationsspannung. Betrachtet man die Versuchsanordnung als Messung des Gleichstromwiderstandes der Haut, so ist es nach RUTENFRANZ (71) fast ausschließlich die Messung eines durch den Meßstrom hervorgerufenen polarisierten Gegenstromes.

ad 3) Die Hautpolarisation ist verursacht durch die Doppelschichtenkapazität, die durch Nebenschlüsse, welche die Zellmembranen umgehen - als Modell symbolisiert durch einen Kondensator, der durch einen Widerstand überbrückt ist - Verluste erleidet. Dadurch das scheinbare Absinken des Hautwiderstandes während der Messung (RUTENFRANZ 71).

GILDEMEISTER (25) glaubt die Polarisierbarkeit der Haut durch die Zellmembranen verursacht. In einer 1928 veröffentlichten Arbeit schließt er mit großer Wahrscheinlichkeit - er setzt den Hautwiderstand zu dem Produkt von Kapazität und Frequenz in Beziehung - daß es sich bei der menschlichen Haut um Polarisationskapazität handlet, und zwar um ein Gemisch von Diffusions- und Doppelschichtenkapazität.

Bei den Selbstversuchen war eine Erwärmung während der kurzzeitig dauernden Versuche mit den uns zur Verfügung stehenden Mitteln nicht feststellbar; jedoch subjektiv ein unangenehmes Ziehen und Brennen.

Dieser oben genannten Faktoren wegen - Elektrolyse, Polarisation, Kondensatorwirkung und Schmerzempfindung - mußten die Versuche mit Gleichstrom zur Wundheilungsmessung als gescheitert betrachtet werden.

III. EXPERIMENTELLER TEIL

A.) Versuche mit hochfrequentem Wechselstrom

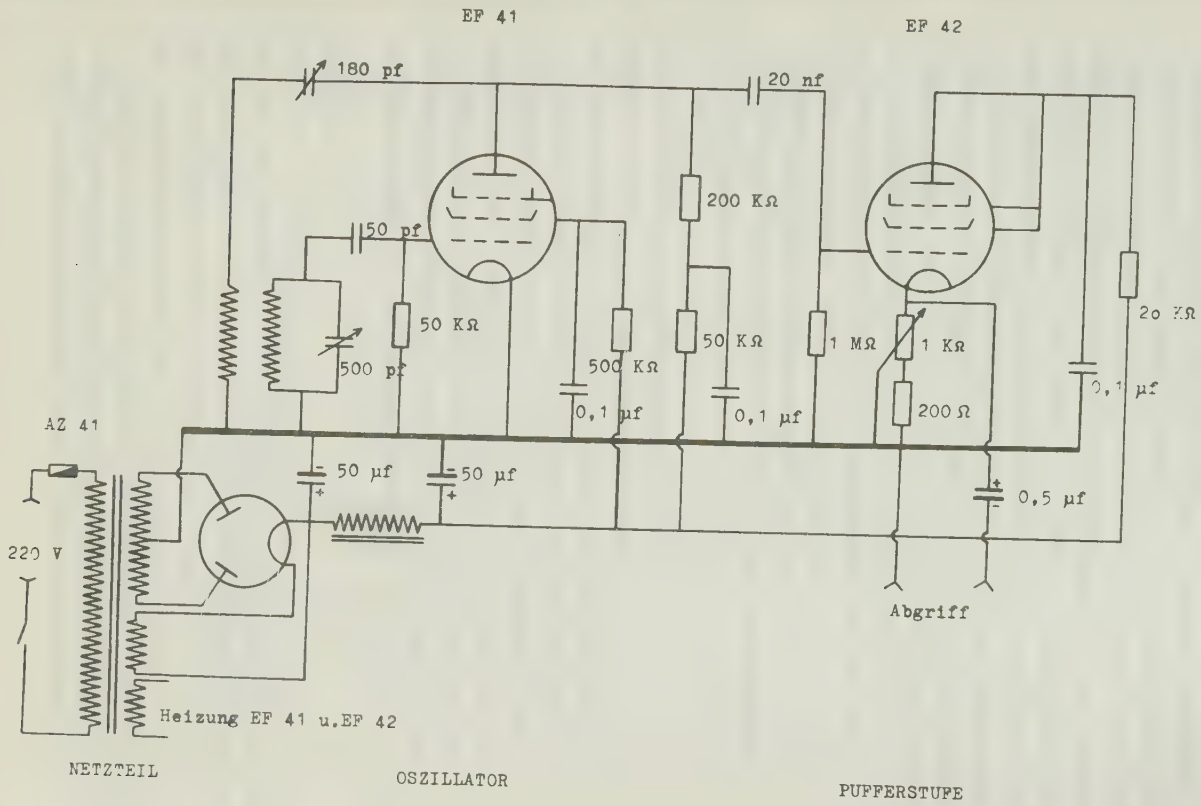
Elektrolyse, Polarisation und Kondensatorwirkung haben gemeinsam, daß sie dann auftreten, wenn wie beim Gleichstrom die Ladungsträger von einer Elektrode zur anderen wandern. Dieser Effekt wird verhindert durch den Wechselstrom, da durch die fortdauernde Änderung der Polarität eine konstante Wanderung der Ladungsträger von einer Elektrode zur anderen unmöglich wird und damit die mit endlicher Geschwingkeit sich ausbildende Elektrolyse, Polarisation und Kondensatorwirkung. Es treten nur kleinste Bewegungen - je höher die Frequenz, d. h. je schneller die Stromrichtungsänderungen, desto kleiner die Bewegungen - auf, die genügen, um in einem Medium den elektrischen Strom fließen zu lassen. Die erste entscheidene Frage bei den Versuchen mit Wechselstrom war die der Frequenz (und damit verbunden die der Spannung). Sie sollte möglichst viele Fehlerquellen ausschließen und zwar zu große Ausbreitung des Stromes im Gewebe, Schmerzhaftigkeit, Muskelkontraktionen und Erwärmung. Eine zu hohe Frequenz würde außerdem bewirken, daß die Eigen- bez. Handkapazität nicht mehr durch Abschirmung verhindert werden könnte. Die ersten Versuche mit einem selbstgebauten Hochfrequenzgenerator dienten der Ermittlung einer geeigneten Frequenz. Der Generator bestand aus zwei Hauptteilen :

Für den ersten, den Oszillatorteil verwendete ich eine EF 41, eine Pentode. Der Oszillator dient der Erzeugung der Frequenz, deren Größe durch einen regulierbaren Schwingkreis verändert werden kann. Der Schwingkreis bestand aus

einem Drehkondensator von 500 pf aus einem alten Radiogerät, ebenso die dazugehörige Langwellenspule. Über einen Kondensator von 50 pf wurden sie an das erste Gitter der Röhre geschaltet. Der Gitterableitwiderstand war 50 K-Ohm groß. Eine Feinabstimmung ermöglichte die Rückkopplungsschaltung, bestehend aus einer Spule - induktiv an die Schwingkreisspule gekoppelt - und eines Drehkondensators von 180 pf , die in Reihe geschaltet zur Anode führten.

Die Pufferstufe, eine EF 42 (Pentode), bewirkt eine Stabilisierung der Frequenz. Der Abgriff erfolgte hier an der Kathode, deshalb konnte das zweite und dritte Gitter mit der Anode gleichgeschaltet werden. Der Quellwiderstand war ein Potentiometer von 1 K-Ohm. Trotz des Gitterableitwiderstandes von 1 M-Ohm wurde zwischen der Masseleitung und dem Potentiometer ein Widerstand von 200 Ohm angebracht, um eine Schädigung der Röhre bei Nullstellung des Potentiometers zu vermeiden.

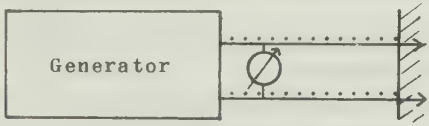
Die Betriebsspannung lieferte der Netzteil, dessen Bausteine ich ebenfalls einem ausgedienten Rundfunkgerät entnahm. Die Gleichrichterröhre war eine AZ 41 . Die anderen Einzelheiten sind dem Schaltplan auf Seite 17a zu entnehmen. Ein Batterieempfangsgerät konnte für die Abstimmung benutzt werden. Die gewünschte Frequenz wurde auf der Skala des Batterieempfängers eingestellt. In diesem zeigte ein Pfeifton die Gleichstellung der Schwingkreise an. Mit der Feinabstimmung wurde die Frequenz möglichst klar dargestellt. Diese einfache Methode genügte für die Vorversuche. Das Anzeigegerät für die Spannung war ein Hochfrequenzmilliamperemeter, das später bei den Hauptversuchen beschrieben wird. Als Leitungen dienten sehr kurze Koaxialkabel, deren Abschirmung eine störungsfreie Arbeit ermöglichte. Wie bei den Vorversuchen mit Gleichstrom waren die Elektroden Injektionsnadeln, die zunächst im Selbstversuch, und zwar an den Außenseiten der Unterarme,



Schaltung des selbstgebauten Hochfrequenzgenerators (s.S.16 u.17)

und narkotisierten Meerschweinchen in die Rückenhaut parallel zur Wirbelsäule eingeführt wurden. Vor der Sterilisation erfolgte eine zusätzliche Entfettung der Nadeln mit Chloroform. Der Elektrodenabstand beträgt 4 cm, damit der Widerstand im Reizstromkreis nicht zu groß ist. Außerdem wird dadurch der Reizort genau definiert. Dieser Elektrodenabstand wurde bei den Meerschweinchenversuchen beibehalten.

Bei den Versuchen wurden die angelegten Elektroden direkt an den Hochfrequenzgenerator angeschlossen; parallel dazu das Anzeigegerät zur Kontrolle der Spannung.



= Zeichen für abgeschirmte Leitung

Da die Frage nach der geeignetsten Frequenz und Spannung bei diesen Vorversuchen im Vordergrund stand, konnte vorerst auf die Berechnung des Hautwiderstandes bez. der Größe des Stromdurchflusses verzichtet werden. Deshalb galt das Interesse zunächst den Selbstversuchen; wobei eine subjektive Schmerzgrenze von 80 bis 120 KHz im Selbstversuch und bei Kollegen (Möller) bei einer Spannung bis 13,4 Volt festgestellt wurde. Um die individuelle Sensibilität auszuschalten, konnte deshalb 150 KHz als die geeignetste Frequenz bei einer Spannung bis 13,4 Volt betrachtet werden. Bei den Meerschweinchenversuchen behielt ich die gleiche Frequenz bei, doch ergab sich, daß die Spannung von 13,4 Volt zu hoch war - es traten Muskelkontraktionen auf. Um diese Störung mit Sicherheit ausschalten zu können, wurde die Spannung für die Meerschweinchenversuche auf 5 Volt reduziert.

150 KHz erschien auch deshalb als am brauchbarsten, weil diese Frequenz nicht zu hoch ist, um Ungenauigkeiten durch Handkapazitäten enstehen zu lassen, und weil

GILDEMEISTER (25) und GERSTNER (23) festgestellt haben, daß mit steigender, also zu hoher Meßfrequenz der Hautwiderstand proportional fällt und sich asymptotisch einem konstanten Grenzwert nähert.

B.) Instrumentelle und technische Ausrüstung

Nach der Ermittlung der Größe der Frequenz von 150 KHz bei einer Spannung von 13,4 Volt für die menschliche und von 5 Volt für die Meerschweinchenhaut galt es, eine Versuchsanordnung zu schaffen, die folgenden Anforderungen gerecht wird :

1.) Der Hochfrequenzgenerator muß eine stabile Frequenz liefern und gleichzeitig
2.) eine variable Spannungsquelle haben.
3.) Die Leitungen müssen abgeschirmt sein.
4.) Das Anzeigegerät muß hochfrequente Ströme anzeigen und empfindlich sein. (Als Empfindlichkeit bezeichnet man die Eigenschaft, trotz geringen Eigenverbrauches, d.h. bei hohem Widerstand, einen starken Meßausschlag zu haben.)
5.) Die Elektroden müssen so gewählt werden, daß eine konstante Einstichtiefe garantiert wird.

Die technischen Daten des Hochfrequenzgenerators - der Sine-square wave Generator (Modell AG-10) von der Firma HEATHKIT - , dessen Sinusteil verwendet wurde :

Frequenzbereich	: 20 Hz - 1 MHz ± 1,5 db
Genauigkeit	: ± 3% bzw. 1,5 - 2,5 Hz
Ausgangsspannung Sinus	: 0-10 V, 0-1 V, 0-0,1 V, 0-0,01 V eff. unbelastet bzw. an hochohmigen Meßobjekt
Klirrfaktor	: 0,25%, 20 Hz - 20 KHz
Generatorwiderstand	: ±10%, 10 V-Bereich hochohmig, 1 V, 0,1 V u. 0,01 V-Bereich 600 Ohm
Quellenwiderstand	: ±10% 10 V-Bereich 0-220 Ohm 1 V u. 0,1 V-Bereich 52 Ohm
Anstiegszeit	: 0,15 microsec.
Röhren	: 2x 6CL6, 6CB6, 6AW8, 12AT7

Das Gerät ca. 5 Minuten warm werden lassen (Anmerkung in der Betriebsanleitung,die bei den Versuchen berücksichtigt wurde)

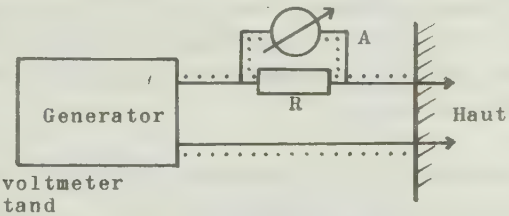
Das Anzeigerät war ein Röhrenvoltmeter ebenfalls von der Firma HEATHKIT - Modell V-7A/UK .Technische Daten :

7 Meßbereiche (Veff)	: 0...1,5, 5, 15, 50, 150, 1500 Veff
Frequenzbereich (5 Volt-Bereich)	: ±1 db 42 Hz...7,2 Mhz an 600 Ohm
Meßgenauigkeit	: ± 5% vom Skalenwert
Röhren	: 12AU7, 6AL5

Das Gerät zeigt hochfrequente Ströme an, registriert kleinste Stromschwankungen, hat einen sehr hohen Innenwiderstand und unter anderem die Meßbereiche von 0-1,5 und 0-5 Volt, die für die Versuche benötigt wurden.

Das Wesentliche der Schaltung bestand darin, daß nicht mit einem Amperemeter, sondern mit einem Voltmeter der Stromdurchfluß gemessen werden sollte.Aus diesem Grund schaltete ich in den Stromkreis einen Festwiderstand und an dessen Enden das Anzeigegerät. Dadurch wurde der Spannungsabfall am Widerstand gemessen. Das heißt also, daß das Anzeigegerät nur indirekt den Stromdurchfluß, direkt den Spannungsabfall am Widerstand anzeigt. Doch da der elektrische Widerstand des Reizkreises als konstant angesehen werden kann, ist es gleichgültig, ob man mit Spannungen oder mit Stromstärken rechnet (KLENSCH 46).

Schaltschema



A = Röhrenvoltmeter
R = Widerstand

Das Problem bestand darin, den geeigneten Vorschaltwiderstand zu finden. Es war darauf zu achten, daß dieser nicht kleiner als der Innenwiderstand des Generators war,

---

An dieser Stelle möchte ich mich recht herzlich für die Unterstützung der Firma SIEMENS / Erlangen, besonders bei Herrn Dr.Krause bedanken, der freundlicherweise den Hochfrequenzgenerator und das Röhrenvoltmeter zu Verfügung gestellt hat.

da sonst der Spannungsabfall beim Versuch zu hoch würde. Der Vorschaltwiderstand und die Haut - als Widerstand betrachtet - sind in der Versuchsanordnung hintereinandergeschaltet. Dadurch, daß der Stromdurchfluß des bekannten Widerstandes gemessen wird, ist die Größe des anderen mit Hilfe des Ohmschen Gesetzes berechenbar. Deshalb ist es wichtig, den Vorschaltwiderstand nicht nur größer als den Generatorwiderstand zu halten, sondern auch kleiner als den Hautwiderstand. Je mehr letzterer dem Vorschaltwiderstand gleicht, desto ungenauer werden Spannungsschwankungen angezeigt.

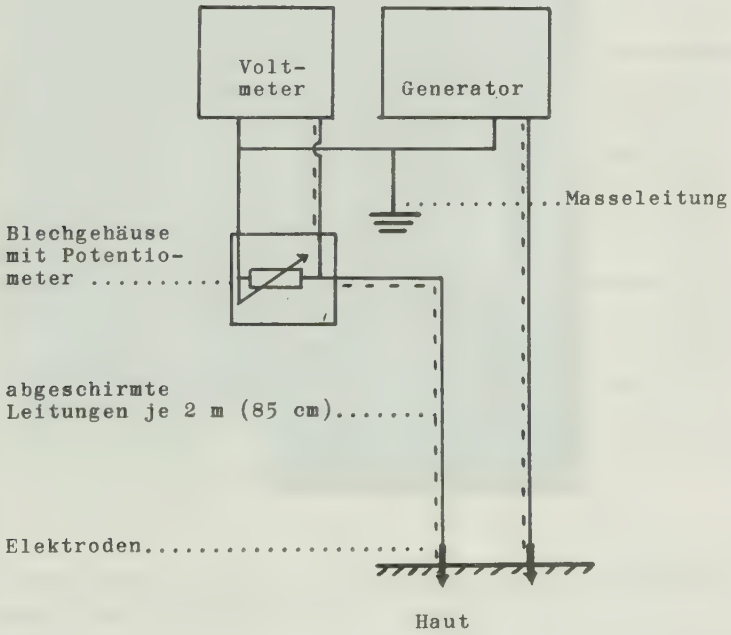
Der Versuch einer Berechnung des günstigsten Vorschaltwiderstandes scheiterte, weil die Leistung des Generators zu schwach war, und weil sie durch den kapazitiven Widerstand der abgeschirmten Leitungen beeinflußt wurde. Außerdem komplizierte die Einbeziehung der Phasenverschiebung die Berechnung so sehr, daß die Ermittlung des Vorschaltwiderstandes durch Versuche erfolgte :

Die injizierten Elektroden wurden an die Versuchsanordnung geschaltet und der Ausschlag des Voltmeters notiert. Nachanschließend an Stelle der Haut Festwiderstände in Form eines Potentiometers - von 0 bis 1500 Ohm regulierbar - an die beiden Elektroden gelegt waren, konnte durch Veränderung des Potentiometers der gleiche Ausschlag wiederhergestellt werden.

Das Ergebnis für die Versuche mit menschlicher Haut war ein Vorschaltwiderstand von 215 Ohm - für die Meerschweinchenversuche ergab 800 Ohm den geeignetsten Widerstand. In beiden Fällen war der Vorschaltwiderstand genauso groß bzw. größer als der Innenwiderstand des Generators und kleiner als der Hautwiderstand, dessen Größe z.B. bei Kollegen (MÖLLER) 1100 Ohm, im Selbstversuch 1000 Ohm betrug.

Die Massepole des Generators, des Röhrenvoltmeters, des Gehäuses, in welches das Potentiometer zur Abschirmung montiert war, und die Abschirmung der Koaxialkabel waren als Masseleitung miteinander verbunden und durch die Stromzuführungskabel des Generators und des Voltmeters mit der Masseleitung des Stromnetzes verbunden. Bei den Versuchen wurden schon die entgültigen Längen der Koaxialkabel benutzt, da diese durch ihren kapazitiven Widerstand die Größe des Vorschaltwiderstandes beeinflussen. Die beiden Kabel für die Messung am Patienten waren je 2 Meter lang, um ungehindert jede Operationswunde erreichen zu können. Die Kabellängen für die Meerschweinchenversuche betrugen je 85 cm .

Schaltplan



Photographie der elektrischen Apparatur Seite 23

A

B

D

C

Instrumentelle Ausrüstung : A) Röhrenvoltmeter
techn.Daten S.19 B) Hochfrequenzgenerator
C) Koaxialkabel mit Elektroden
C) Gehäuse mit Vorschaltwiderstand

C.) Elektrische Fehlerquellen

Auf die Voraussetzung, daß der Vorschaltwiderstand nicht kleiner als der Innenwiderstand des Generators und nicht größer als der Hautwiderstand sein darf, ist auf Seite 20 hingewiesen worden. Durch Versuche wurde der jeweils geeignetste Widerstand ermittelt. Der hohe Innenwiderstand des Röhrenvoltmeters von 10 MOhm im Verhältnis zu dem kleinen Vorschaltwiderstand hat praktisch keinen Eigenverbrauch, sodaß die angezeigte Spannung an den Enden des Vorschaltwiderstandes unbeeinflußt ist und das Röhrenvoltmeter als Fehlerquelle ausfällt.

Im Gegensatz zu Gleichstromkreisen, in denen nur der Ohmsche Widerstand, Wirk-Widerstand genannt, wirksam wird, treten in Wechselstromkreisen außer dem Wirk-Widerstand noch sogenannte Blindwiderstände auf, die keine Leistung verbrauchen, aber beim Stromdurchgang einen entsprechenden Anteil der angelegten Spannung aufnehmen. Von den zwei Arten, dem induktiven und dem kapazitiven Widerstand interessiert nur der letztere, weil in der Schaltung keine Induktanz durch eine Spule, sondern eine Kondensanz durch die Koaxialkabel gegeben ist. Diese Koaxialkabel können eine tatsächliche Fehlerquelle darstellen, weil deren kapazitiver Widerstand bewirken würde, daß Stromschwankungen beim Versuch eine so starke Dämpfung erhalten oder gar zur Masseleitung abfließen würden, daß keine oder zu ungenaue Ausschläge am Anzeigegerät zu registrieren wären. Als erstes folgt die Berechnung der Fehlerquelle für die Versuche an der :

1.) menschlichen Haut

Zunächst muß der kapazitive Widerstand des Kabels berechnet werden nach der Formel :

$$R_c = \frac{1}{W \cdot C} \quad \frac{1}{2\,\Pi \cdot F \cdot C}$$

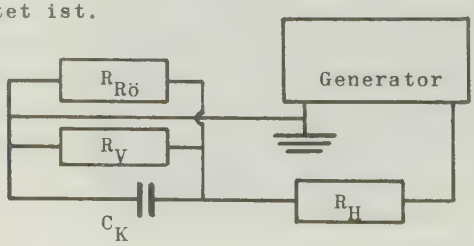
R_c = kapazitiver Widerstand des Kabels
F = Frequenz
C = Kapazität

Die zur Berechnung benötigte Größe der Frequenz ist mit 150 KHz bekannt; die Kapazitäten der Kabel wurden im Physikalischen Institut der Universität Erlangen bestimmt. Sie betrug bei der Länge von 2 m und einem Durchmesser von 4 mm 195 pf . Die Werte in die Formel eingesetzt :

$$R_c = \frac{1}{2\,\Pi \cdot F \cdot C} = \frac{1}{6{,}28 \cdot 1{,}5 \cdot 10^5 \cdot 1{,}95 \cdot 10^{-10}} = \frac{10^5}{6{,}28\ 1{,}5\ 1{,}95} =$$

$$R_c = 5444$$

5444 Ohm beträgt der kapazitive Widerstand des Koaxialkabels von 4 mm Ø und 2 m Länge bei der Frequenz von 150 KHz. Diese Kapazität muß man bei der Berechnung berücksichtigen und zwar zunächst für das Kabel vom Patienten zum Röhrenvoltmeter, weil es das kritische ist, da in ihm die Stromschwankungen weitergeleitet werden. In ein Schaltschema eingezeichnet bedeutet es, daß parallel zum Vorschaltwiderstand ein Kondensator geschaltet ist.



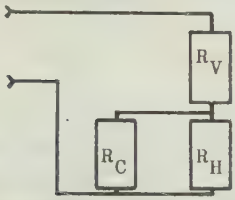
$R_{Rö}$ = Innenwiderstand des Röhrenvoltmeters, den man, wie oben erwähnt, vernachlässigen kann

R_V = Vorschaltwiderstand

R_H = Widerstand der Haut

C_K = Kapazität des Kabels

Der kapazitive Widerstand als Widerstand in das Schema eingezeichnet :



R_C = kapazitiver Widerstand

Die Frage ist nun, welchen Anteil des zu messenden Stromes der kapazitive Widerstand aufnimmt, ohne daß er vom Meßinstrument registriert wird. Bei der Berechnung dieses Anteils muß ein weiterer Faktor berücksichtigt werden, der bei Wechselstromarbeiten auftritt : die Phasenverschiebung. Die Formel des Absolutbetrages des sogenannten Scheinwiderstandes R bedingt durch die Phasenfrequenz ist :

$$R = \frac{1}{\sqrt{(\frac{1}{R})^2 + (W \cdot C)^2}}$$

R = Vorschaltwiderstand = 215

W·C = wird berechnet nach der Formel $R_C = \frac{1}{W \cdot C}$

also $W \cdot C = \frac{1}{R_C}$; $R_C = 5444$; $W \cdot C = \frac{1}{5444}$

Die Werte in die Formel eingesetzt :

$$R = \frac{1}{\sqrt{(\frac{1}{215})^2 + (\frac{1}{5444})^2}} = \frac{}{\sqrt{(0{,}00465)^2 + (0{,}00018)^2}} =$$

$$= \frac{}{\sqrt{(46{,}5 \cdot 10^{-4})^2 + (1{,}8 \cdot 10^{-4})^2}} =$$

An dieser Stelle möchte ich mich recht herzlich für die Unterstützung der Herren Assistenten des Physikalischen Institutes der Universität Erlangen bedanken.

$$= \frac{1}{2162{,}3\cdot 10^{-8} + 3{,}24\cdot 10^{-8}} = \frac{10^4}{2164{,}54} = \frac{10^4}{46{,}532} =$$

$$R = 214{,}90$$ ¥

Dieser Wert von 214,9 Ohm bedeutet, daß durch die Parallelschaltung der Kapazität des als Kondensator wirkenden Koaxialkabels zu dem Vorschaltwiderstand dieser von seinem Widerstand von 215 Ohm um 0,1 Ohm auf 214,9 Ohm herabgesetzt wird. In Prozent :

$$\frac{215}{0{,}1} = \frac{100\ \%}{X\ \%} \qquad X = 0{,}0465\ \%$$

Die Fehlerquelle - bedingt durch den kapazitiven Widerstand des Koaxialkabels - von 0,05 % ist zu klein, um berücksichtigt zu werden, zumal schon die Fehlerquellen, bez. die Genauigkeiten des Generators und des Röhrenvoltmeters mit 3 - 5 % angegeben sind. Die am Meßinstrument abgelesene Spannung ist also die tatsächliche, d.h. sie braucht nicht mit einem Faktor multipliziert zu werden, der durch die Kapazitäten gegeben sein könnte. Im Falle einer größeren Fehlerquelle hätte die Phasenverschiebung durch eine Induktion ausgeglichen werden müssen. Es folgt nun die Berechnung der Fehlerquellen für die Versuche mit :

2.) Meerschweinchenhaut

Die Kabel waren 85 cm lang (Ø = 4 mm). Die gemessene Kapazität betrug 85 pf . Der kapazitive Widerstand des Kabels :

$$R_C = \frac{1}{2\,\Pi\cdot F\cdot C} \qquad \begin{array}{l} F = 150\ \text{KHz} \\ C = 85\ \text{pf} \end{array}$$

¥ = Berechnet im Physikalischen Institut der Universität Erlangen mit der Rechenmaschine

$$R_C = \frac{1}{6{,}28 \cdot 1{,}5 \cdot 10^5 \cdot 0{,}85 \cdot 10^{-10}} = \frac{10^5}{6{,}28 \cdot 1{,}5 \cdot 085} =$$

$$R_C = 12489$$

Aufgerundet ergab sich also ein kapazitiver Widerstand des Kabels für die Meerschweinchenversuche von 12500 Ohm. Dieser Wert wurde zur Berechnung der prozentualen Größe des Fehlers wieder in die Formel eingesetzt :

$$R = \frac{1}{\sqrt{(\frac{1}{R})^2 + (W \cdot C)^2}} \qquad (R = 800)$$

$$= \frac{1}{\sqrt{(\frac{1}{800})^2 + (\frac{1}{12500})^2}} = \frac{1}{\sqrt{(0{,}00125)^2 + (0{,}00008)^2}} =$$

$$= \frac{1}{\sqrt{(12{,}5 \cdot 10^{-4})^2 + (0{,}8 \cdot 10^{-4})^2}} =$$

$$= \frac{1}{\sqrt{156{,}25 \cdot 10^{-8} + 0{,}64 \cdot 10^{-8}}} = \frac{10^4}{\sqrt{156{,}89}} = \frac{10^4}{12{,}51}$$

$$R = 799{,}36$$

Der Scheinwiderstand R ist 799,36 Ohm groß, also 0,64 Ohm kleiner als der tatsächliche von 800 Ohm. In Prozent :

$$\frac{800}{0{,}64} = \frac{100\ \%}{X\ \%} \qquad X = 0{,}08\ \%$$

Die elektrische Fehlerquelle für die Meerschweinchenversuche ist 0,08 % und konnte ebenfalls vernachlässigt werden.

3.) Stehende Wellen

Die Wellenlänge von 150 KHz ist 2 km .

$$F = 300000 \text{ km}/_{\text{sec}} \qquad = \frac{300000}{150000} = 2 \text{ km}$$

Es treten beim 2 m, bzw. 85 cm langen Kabel keine stehenden Wellen auf.

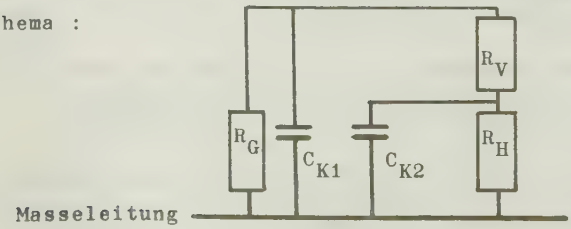
4.) Skin - Effekt

Es ist die Erscheinung, daß in elektrischen Leitern Wechselströme hoher Frequenz im Wesentlichen nur in den Oberflächenschichten fließen. Die Dicke der stromführenden Schichten nimmt mit steigender Frequenz ab (Stromverdrängung). Dadurch wächst der Ohmsche Widerstand eines Leiters proportional mit der Wurzel aus der Frequenz. Dieses trifft für metallische Leiter zu, aber nach GRAY (28) nicht für Medien mit dielektrischen Verlusten, die die Haut durch ihre Schichten und Zellmembranen hat.

D.) Berechnung der Meßwerte

Zur Aufzeichnung der zu berücksichtigenden Faktoren bei der Berechnung der Meßwerte dient ein Schema. In dieses müssen nicht nur der Vorschaltwiderstand R_V und der Hautwiderstand R_H gesetzt werden, sondern auch die beiden Kapazitäten der Kabel C_{K1} und C_{K2} und der Innenwiderstand des Generators R_G . (Der Innenwiderstand des Röhrenvoltmeters braucht auch hier nicht berücksichtigt zu werden.)

Schema :



Diese Widerstände und Kondensatoren wären theoretisch zu berechnen. Jedoch müßten wegen der Phasenfrequenz alle Werte quadriert und nach Addition bez. Subtraktion radiziert werden. Eine sehr komplizierte Rechnung, die durch ihren Umfang nicht nur zeitraubend, sondern auch ungenau ist. Aus diesen Gründen mußte auf die mathematische Berechnung der Meßergebnisse verzichtet werden; sie wurden durch praktische Versuche ermittelt.

Die Versuchsanordnung bestand in dem Ersatz des Hautwiderstandes durch bekannte Festwiderstände. Der Nullpunkt des Anzeigegerätes konnte durch Kurzschließen des Hautwiderstandes eingestellt werden. Daraufhin erfolgte eine Erhöhung der Generatorspannung, bis das Voltmeter einen Ausschlag von 5 Volt anzeigte (bei den Meerschweinchenversuchen bis 1,5 Volt). Diese Einstellung wurde dann für alle Versuche beibehalten. Die darauffolgende Messung am Generator ergab, daß dieser 13,4 Volt im Leerlauf lieferte, d.h. die Spannung brach von 13,4 auf 5 Volt zusammen (bei den Meerschweinchenversuchen : von 5 auf 1,5 Volt). Je kleiner nun die Belastung des Generators, d.h. je größer der Hautwiderstand wurde, desto mehr kehrt die Spannung zu dem eingestellten Ausgangswert zurück. Der Ausschlag des Voltmeters sinkt ab. Die Ergebnisse dieser Meßversuche sind in der Tabelle auf Seite 31 zusammengefaßt. Die Werte in ein Diagramm eingetragen ergaben, daß der Kurvenverlauf nicht linear ist - infolge der geringen Leistung des Generators. Auf den nächsten Seiten folgen die Kurven des Hautwiderstandes und der Generatorspannung für die menschliche Haut (S. 32 u. 33) und für die Meerschweinchenhaut (S.34 u. 35). Eine Kontrollmessung ergab, daß die Generatorspannung die gleiche ist wie die am Hautwiderstand gemessene, d.h. am Berührungspunkt des Kabels von der Haut zum Generator.

(s.S.30)

GENERATORSPANNUNG

Volt	Ohm
14	
	2880
13	2225
	1790
	1475
	1230
12	1030
	885
	775
	685
11	610
	550
	500
	455
10	410
	370
	335
	305
9	280
	255
	230
	210
8	190
	170
	150
	130
7	115
	100
	85
	70
6	55
	40
	25
	12
5	0

Volt	Ohm
5	
	15000
4,5	12000
	9300
	7500
	6300
	5350
4	4700
	4220
	3790
	3400
	3040
3,5	2730
	2460
	2210
	1980
	1780
3	1600
	1430
	1270
	1140
	1020
2,5	900
	780
	670
	570
	480
2	390
	300
	220
	145
	70
1,5	0

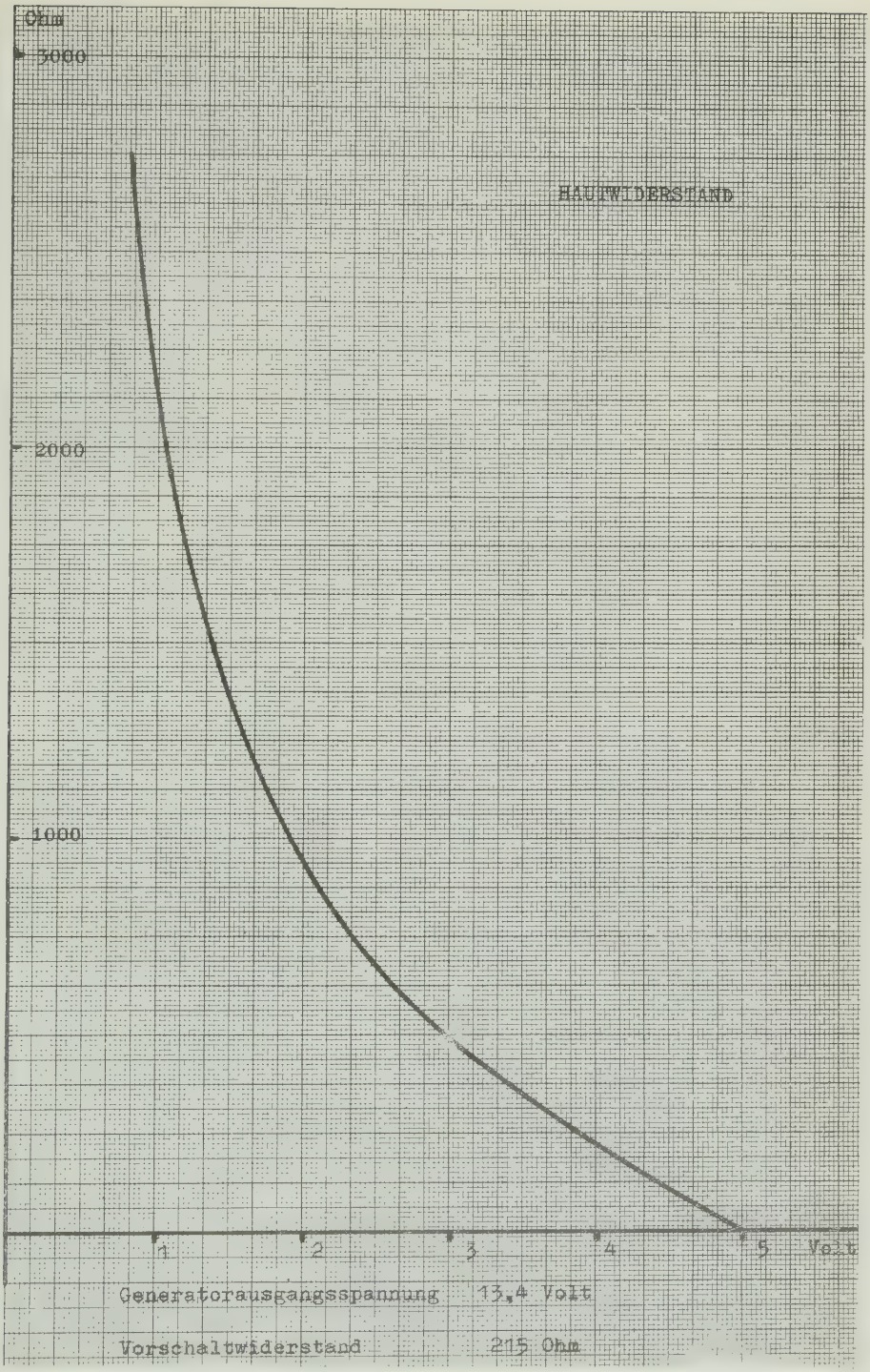
Spannung Hautwiderstand

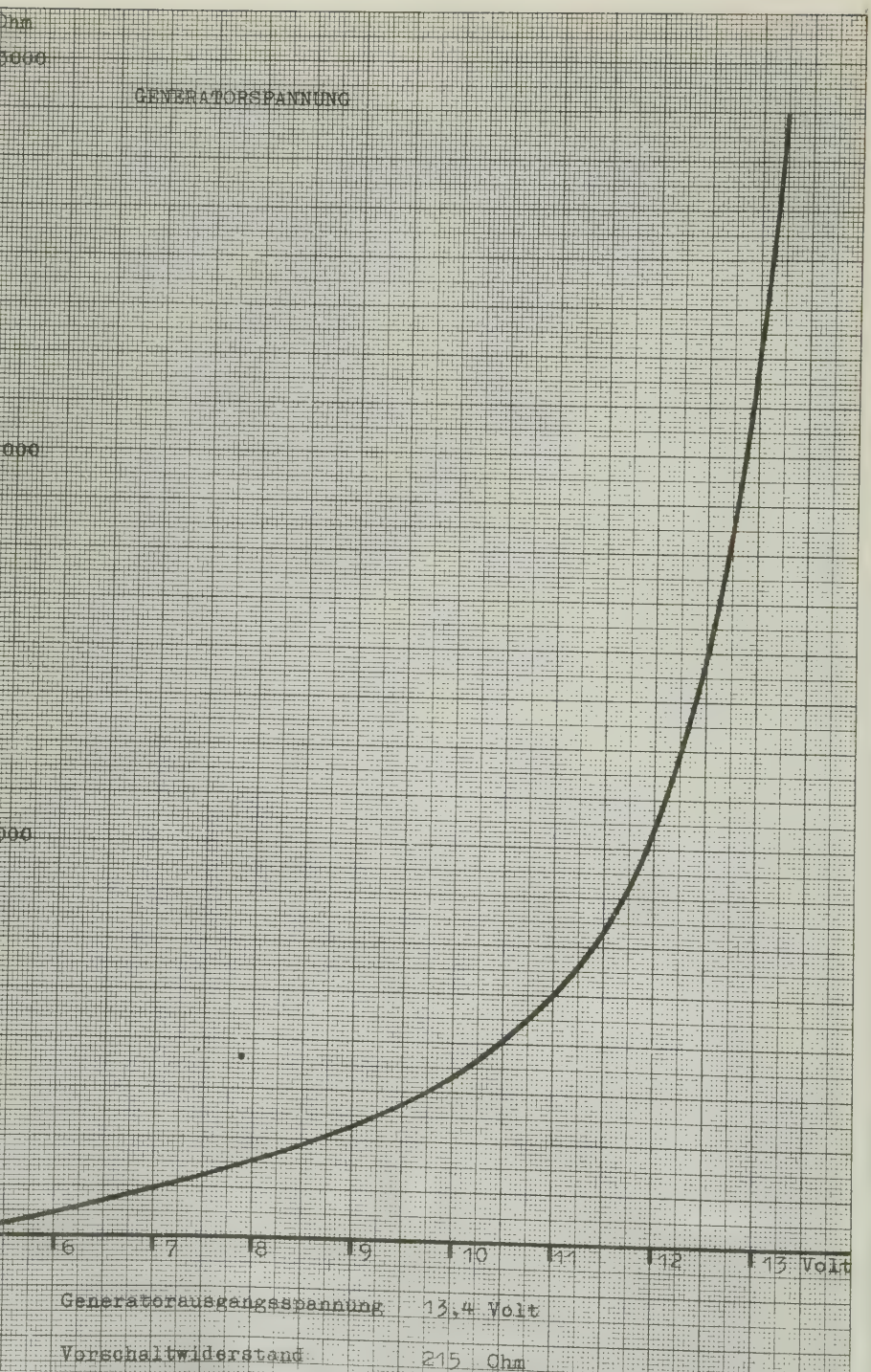
Spannung Hautwiderst

13,4 Volt Generatorausgangsspannung 5 Volt

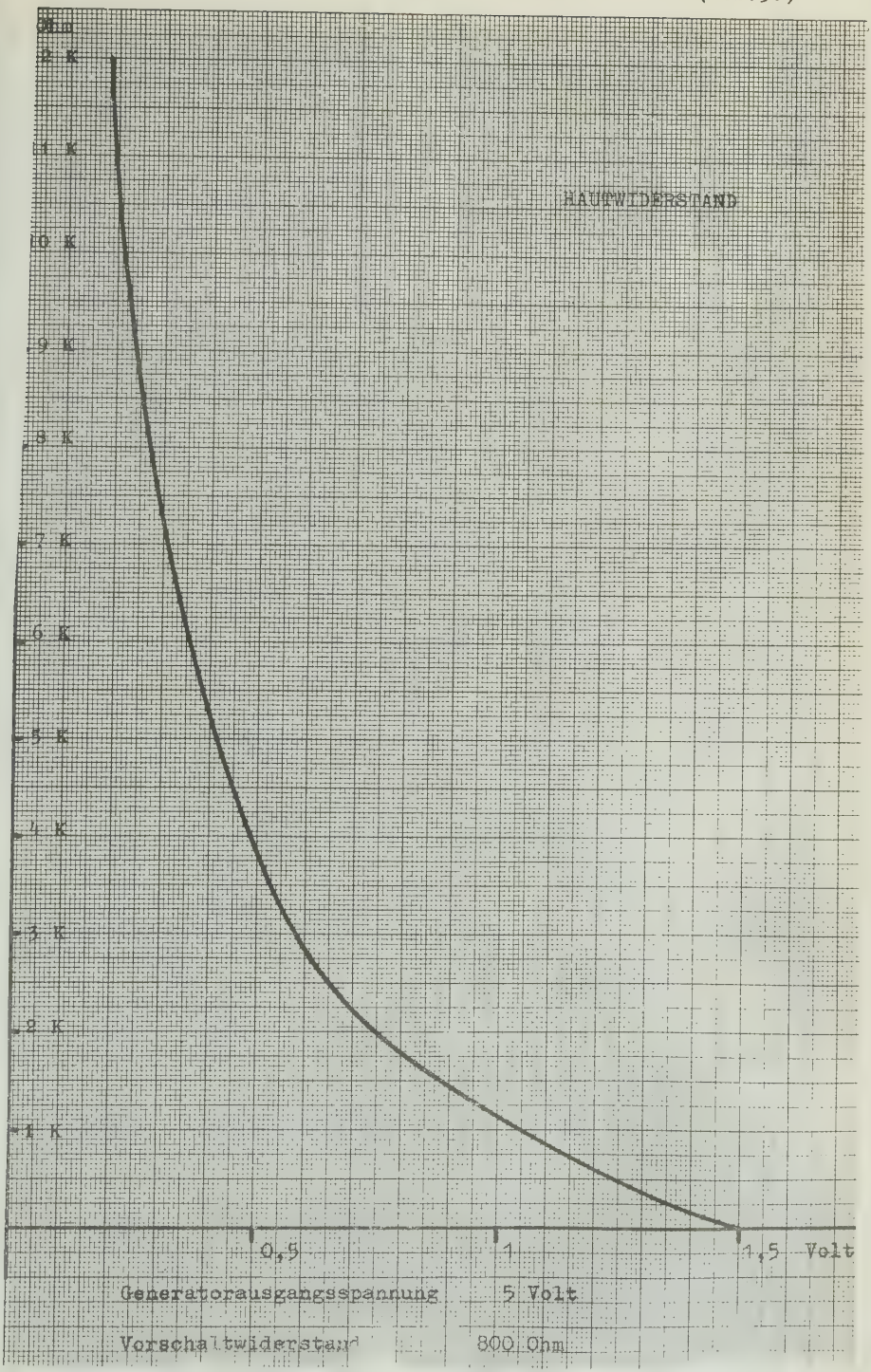
215 Ohm Vorschaltwiderstand 800 Ohm

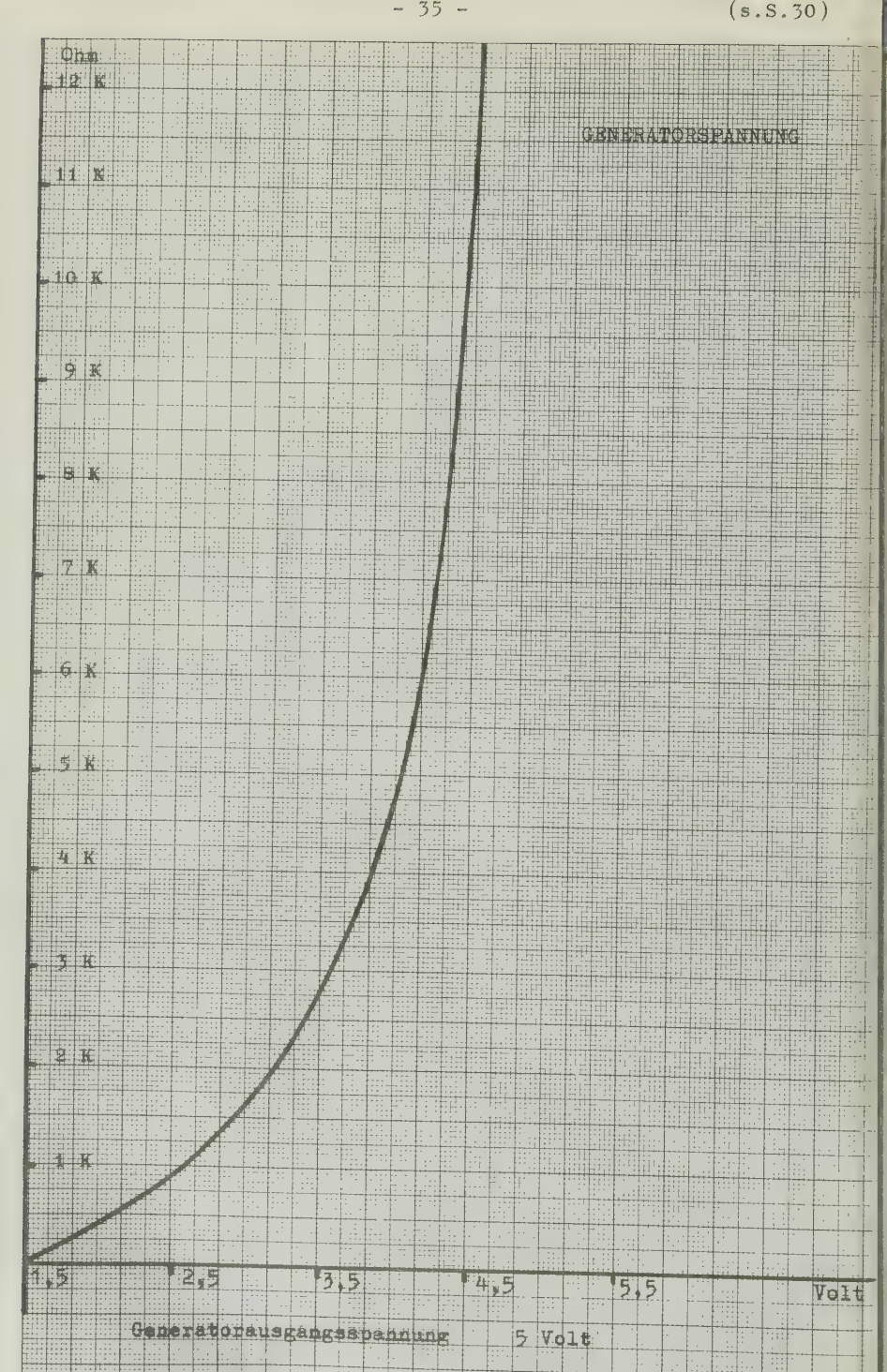
(s.S.30)


Ohm
3000
2000
1000
HAUTWIDERSTAND
1
2
3
4
5
Volt
Generatorausgangsspannung 13,4 Volt
Vorschaltwiderstand 215 Ohm


Ohm
5000
GENERATORSPANNUNG
000
000
6
7
8
9
10
11
12
13 Volt
Generatorausgangsspannung 13,4 Volt
Vorschaltwiderstand 215 Ohm

(s.S.30)


Ohm
2 K
1 K
10 K
9 K
8 K
7 K
6 K
5 K
4 K
3 K
2 K
1 K
HAUPTWIDERSTAND
0,5
1
1,5 Volt
Generatorausgangsspannung 5 Volt
Vorschaltwiderstand 800 Ohm


Ohm
12 K
11 K
10 K
9 K
8 K
7 K
6 K
5 K
4 K
3 K
2 K
1 K
GENERATORSPANNUNG
1,5
2,5
3,5
4,5
5,5
Volt
Generatorausgangsspannung
5 Volt

Mit dem Ohmschen Gesetz $I = \frac{U}{R}$ konnten die einzelnen Werte für den Stromdurchfluß berechnet werden. Die angezeigte Spannung vom Voltmeter, die ermittelten Werte der Widerstände und die errechneten des Stromes wurden in ein Diagramm eingetragen. Zur Bestimmung des Hautwiderstandes und des Stromdurchflusses mit Hilfe des angezeigten Wertes am Voltmeter muß in dem Diagramm in Höhe der gemessenen Spannung ein Lineal parallel zur Grundlinie angelegt werden. Der Schnittpunkt des Lineals mit den beiden Säulen ergibt dann die gesuchten Werte. Auf den beiden nächsten Seiten sind die Diagramme für die Versuche mit menschlicher Haut (S.37) und Meerschweinchenhaut (S.38) wiedergegeben. Die Ergebnisse der Meerschweinchenversuche wurden der besseren Einteilung wegen an der Skala 0 - 50 Einheiten am Anzeigegerät abgelesen.

Doch selbst diese Art der Auswertung, nämlich das Ablesen aus dem Diagramm, ist noch zu zeitraubend. Aus diesem Grunde wurden die abgelesenen Werte in ein Diagramm eingetragen, in dem auf der Abszisse die Tage und auf der Ordinate die Spannungen eingetragen sind. Das heißt, daß nicht die einzelnen Werte, sondern der Kurvenverlauf, der durch Verbindung der an den verschiedenen Tagen gemessenen Werte zustande kommt, die beste Auswertung ermöglicht. So bin ich in der Lage, direkt am Krankenbett oder am Tier die Werte einzutragen und dadurch die Wundheilung zu verfolgen.

E.) Die Elektroden

1.) Literatur

Die gebräuchlichste Elektrodenart ähnlicher Versuche sind Flächenelektroden, die den Nachteil haben, nicht unpolarisierbar zu sein, wie z.B. die Platin-Hg-Calomel-Elektrode nach BISKUPSKI (7). Nadelelektroden wurden 1926 verwendet für die sogenannte Hirn-Rheometrie nach A.W.MEYER (51). Mit Hilfe der MEYER - SCHLÜTERschen

(s.S.36)

Volt	Ohm	mA
5	0	23,256
	20	
	40	22,0932
	60	
	80	
4,5	100	20,9304
	120	
	145	19,7676
	170	
	195	
4	220	18,6048
	245	
	270	17,442
	295	
	320	
3,5	345	16,2792
	370	
	400	
	430	15,1164
	460	
3	490	13,9536
	520	
	555	
	590	12,7908
	630	
2,5	670	11,628
	715	
	760	
	810	10,4652
	870	
2	930	9,3024
	1000	
	1075	
	1155	8,1396
	1245	
1,5	1345	6,9768
	1460	
	1585	
	1725	5,814
	1895	
1	2110	4,6512
	2380	
0,8	2730	3,4884
0,5		2,3256
		1,1628
0,1		0,4651

Spannung Hautwiderstand Strom

[illegible] 13,[illegible] Volt Vorschaltwiderstand 215 Ohm

(s.S.36)

50		1,5 Volt	0 Ohm	1,875 mA
			45	
			90	
		1,425	135	1,78125
			190	
45		1,35	255	1,6875
			320	
			385	
		1,275	450	1,59375
			515	
40		1,2	580	1,5
			650	
			725	
		1,125	800	1,40625
			880	
35		1,05	970	1,3125
			1060	
		0,975	1150	1,21875
			1240	
			1335	
30		0,9	1430	1,125
			1530	
			1630	
		0,825	1735	1,03125
			1845	
25		0,75	1960	0,9375
			2090	
		0,675	2230	0,84375
			2390	
21			2570 HAUT	
20		0,6	2780	0,75
			3000	
		0,525	3280	0,65625
			3630	
			4000	
15		0,45	4380	0,5625
			4850	
		0,375	5350	0,46875
			5900	
			6500	
10		0,3	7200	0,375
			8000	
		0,225	8950	0,28125
			10150	
6			12000	
5		0,15		0,1875
		0,075		0,09375
1		0,03		0,0375

inheiten Spannung Hautwiderstand Strom

erstorausgangsspannung 5 Volt Vorschaltwiderstand 800 Ohm

Sonde konnte der Widerstand des Hirngewebes gemessen werden (600 Ohm). Die Methode diente der Auffindung und Lokalisation von Tumoren, die einen Widerstand von 280 bis 320 Ohm hatten (Liquor 60 - 80 Ohm)(LIHOTZKY 51). In der neueren Forschung werden die Nadelelektroden hauptsächlich zur Ableitung von Nervenpotentialen verwendet, da feststeht, daß die Amplituden bei Nadelableitungen stets größer als bei Oberflächenableitungen sind (HOPF 39). Amplituden von 90 - 200 µV wurden gefunden. Es ist also möglich, noch kleine Potentiale zu registrieren, die bei perkutaner Ableitung schon verschluckt werden. Für intrazelluläre Ableitungen werden hohle Glaselektroden mit einem Elektrolyten in der Kapillare verwendet. Die Metallmikroelektroden sind zwar gröber und niederohmiger und nur für extrazelluläre Ableitungen geeignet, erfüllen aber genau die gewünschten Anforderungen für die beschriebene Versuchsanordnung. Neben der größeren Genauigkeit als Flächenelektroden haben die Nadelelektroden folgende Vorteile (HOPF 39) :

direkter Ort
keine Veränderung ihrer Lage
üben keinen Druck aus
behindern nicht die Blutzirkulation
nicht schmerzhaft

Die Nadelelektroden müssen in jedem Fall korrosionsfest sein. Verwendet wurde deshalb nichtrostender Stahl, der keine Oxydschicht bildet; diese wären sogenannte Halbleiter mit hohem Widerstand und würden die Messungen beeinflussen.

Der Elektrodenabstand wurde so gewählt(1 - 15 cm), daß der Widerstand im Reizstromkreis nicht zu groß wird und keine Energie verlorengeht; dieses würde zur Erwärmung führen, die neben Ungenauigkeit vor allem Schmerzen auslöst.

Die Elektroden der Versuchsanordnung werden als bipolar bezeichnet, da sie sich gleichen.

2.) Injektionsmethode

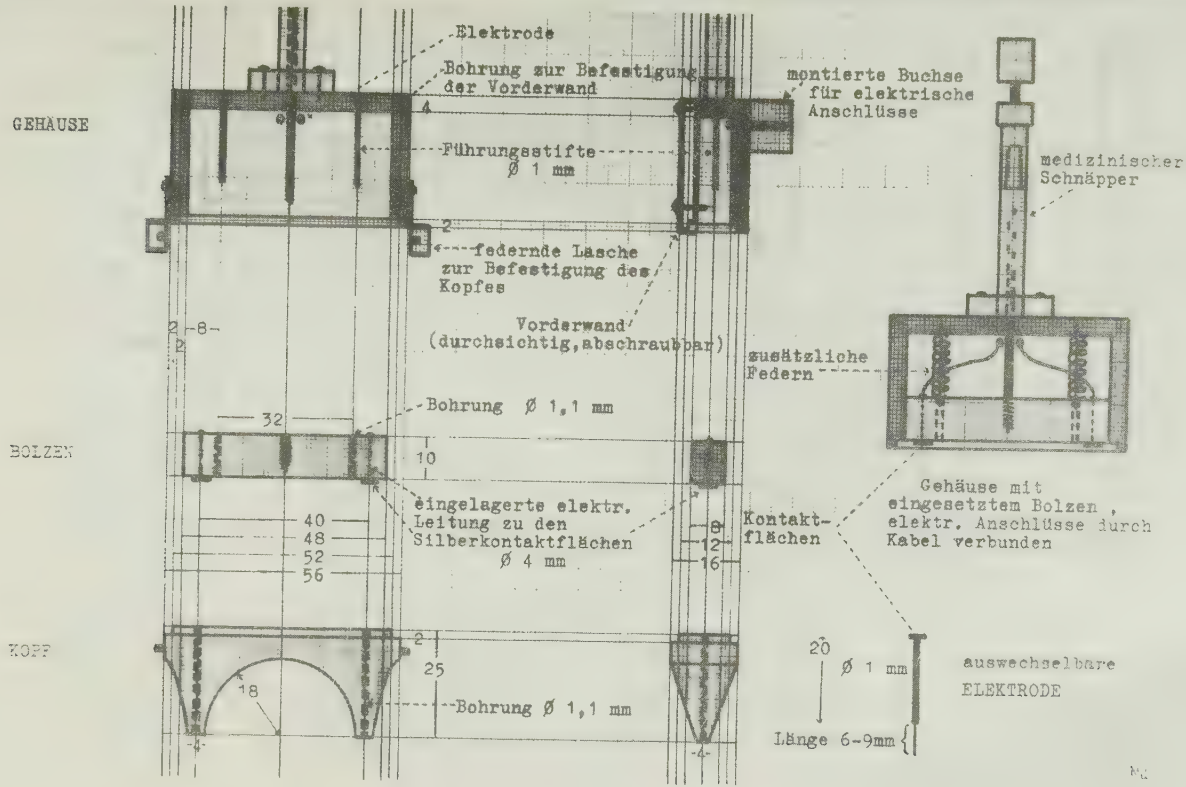
a.) Injektionsnadeln

Bei dieser Art der Elektroden wurden, wie schon in den Vorversuchen erwähnt, Injektionsnadeln intrakutan appliziert. Der Nachteil dieser Methode liegt in der zu ungenauen Bestimmung der Einstichtiefe und des Abstandes; sie genügte jedoch den Ansprüchen der Vorversuche.

b.) Schnäpper

Für die Hauptversuche konstruierte ich ein Gerät nach dem Prinzip eines Schnäppers. Außer dem konstanten Abstand der Elektroden und einem schnelleren und damit fast schmerzlosen Einstich bestand der Vorteil hauptsächlich darin, daß jeden Tag die gleiche Einstichtiefe garantiert wurde. Der Kopf des Schnäppers ist abnehmbar und aus sterilisierbarem Material hergestellt. In die beiden Bohrungen - die nicht mit Metallhülsen ausgekleidet sind, um elektrische Nebenschlüsse zu vermeiden - werden die Elektroden eingeführt. Dies hat den Vorteil, daß verschieden lange Elektroden gewählt werden können, um die Einstichtiefe zu variieren. Die Nadeln bestehen der besseren Führung und Stabilität wegen im oberen Teil von 20 mm Länge aus einem Stift von 1 mm Durchmesser, an den ein Kopf aus Silber gelötet wurde von der gleichen Größe der Kontaktelektroden im Bolzen des Schnäppergehäuses, um einen sicheren elektrischen Kontakt zu gewährleisten. An diese Stifte sind die eigentlichen Nadelelektroden von 0,4 mm Durchmesser geschweißt. Einzelheiten sind dem Konstruktionsplan auf Seite 41 zu entnehmen - Abbildungen des Schnäppers befinden sich auf den Seiten 42 und 43.

An dieser Stelle gilt mein Dank Herrn LETTENBAUER jun., Erlangen/Engelstraße, für die Herstellung des Schnäppers.



Konstruktionsplan des Schnäppers (s.S.40)

Die Schnäpperteile : A = Gehäuse

B = Kopf

s.S.40 C = Nadelelektroden

Frontansicht des Schnäppers
(s.S.40)

Seitenansicht des Schnäppers mit
Anschlußkabel (s.S.40)

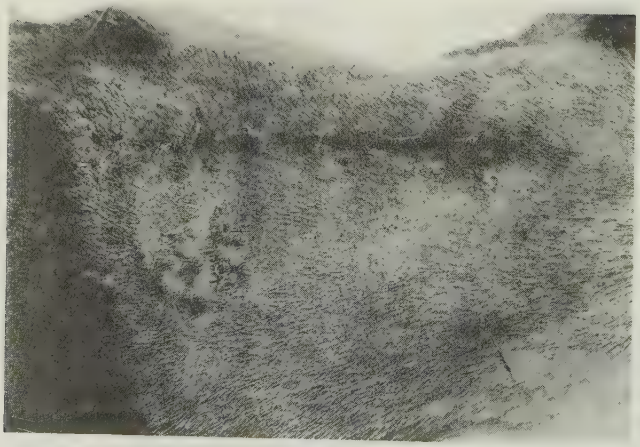
Der Schnäpper hat sich bei den Versuchen am Meerschweinchen bewährt. Die Nadelspitzen, die 2,5 mm aus dem Kopf herausragten, wurden zwischen die Wundränder geschossen. Jedoch hat er zwei Nachteile : Er ist für die Versuche an menschlicher Haut noch etwas schmerzhaft, wie durch Selbstversuche festgestellt werden konnte - besonders im Bereich einer frisch gestzten Wunde. Dies ist ohne Bedeutung bei den ihrer Unruhe wegen mit Äther narkotisierten Meerschweinchen. Ein anderer Nachteil könnte in der Irritierung der Wunde infolge der täglichen Einstiche liegen. Diese Infektionsgefahr und mögliche Fehlerquelle konnte durch steriles Arbeiten vermindert werden.

3.) Drahtnähte

Drahtnähte intrakutan als Elektroden zur Messung des Wundheilungsablaufes sind für die Meerschweinchenversuche ungeeignet (Photographie S.45), da die Tiere sich die Nähte herausbissen. Sie werden während der Operation wie die anderen Nähte eingebracht. Obwohl der Abstand nie der gleiche ist - beim Schnäpper sind es 4 cm - , erfüllen sie voll ihren Zweck, da wichtig ist, daß während der Versuchsdauer jeden Tag der gleiche Abstand und die gleiche Einstichtiefe eingehalten wird. Dies ist durch die feste Lokalisation gewährleistet und deshalb ideal für die Versuche mit menschlicher Haut. Verwendet wurden Drahtnähte von der Firma J.PFRIMMER & CO / Erlangen (Fagersta-Draht 12 x 0,08), die steril geliefert wurden.

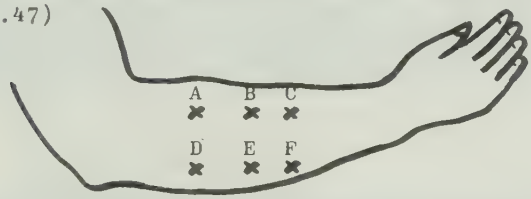
F.) Selbstversuche

An Hand von Versuchen an Kollegen (MÖLLER) und Selbstversuchen soll die Behauptung bewiesen werden, daß die Einstichtiefe und der Abstand der Elektroden zwar bei ein und demselben Patienten während der Versuchsdauer immer gleich bleiben muß, jedoch von Patient zu Patient variieren kann.



Frisch vernähte Meerschweinchenrückenwunde mit Drahtnähten zur Messung des Wundheilungsablaufes (s.S.44).

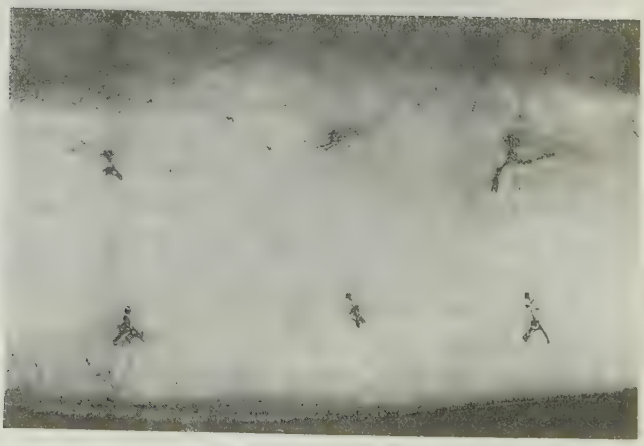
Der bei den Meerschweinchenversuchen verwendete Schnäpper erfüllt beide Vorraussetzungen, weil der Abstand durch die Konstruktion und die Einstichtiefe durch das Schnäpperprinzip festgelegt sind. Deshalb gilt die Beweisführung den Drahtnähten. Zu diesem Zweck ließen sich die Versuchspersonen in die Außenseiten der Unterarme die oben erwähnten Drahtnähte unter Lokalanästhesie steril einoperieren, wobei darauf geachtet wurde, daß mehrere Drähte verschieden tief in der Haut lagen. Dadurch standen variierbare Abstände und Tiefen für die Messungen zur Verfügung. (Photographien der Arme der Versuchspersonen S.47)



Die Drähte sind mit Buchstaben von A bis F gekennzeichnet. Elf Meßmöglichkeiten wurden gewählt und zwar die Abstände : AB, BC, DE, EF, AD, BE, CF, AC, DF, AF, DC.

Auf Seite 48 sind die Tabellen mit den Meßwerten der Versuchspersonen bis 5 Tage nach der Operation aufgezeigt. Auf einen möglichen Fehler der Drahtnähte sei hingewiesen: Die Schwankungen rühren davon her, daß die Reibung der Kleidung die Drähte in ihrer Einbettung irritierte, was sich auch mit einer leichten Rötung um die Einstichstellen bemerkbar machte. (Eine Infektion konnte durch täglich gewechselten Verband verhindert werden.) Jedoch wurde diese Erscheinung nicht an den stationär liegenden Patienten festgestellt, da diese entweder bettlägerig waren oder sich zumindest sehr langsam bewegten und ihre Wunde naturgemäß vor allen äußeren Einflüssen schützten - im Gegensatz zu den Versuchspersonen, die durch normalen Tagesablauf keine besondere Rücksicht auf die Nähte nahmen zumal sie nicht schmerzten.

Vp. MÖLLER



Vp. MEISSNER

Drahtnähte, einoperiert in die Außenseiten der Unteraı
der Versuchspersonen (s.S.46).

T A B E L L E

mit den Meßwerten
der Selbstversuche

MÖLLER

Elektroden		AB	BC	DE	EF	AD	BE	CF	AC	DF	AF	DC
Abstand der Elektroden in cm		4,5	3,5	4,5	3,5	3	3	3	8	8.	9	9
Tag der Operation (10.Nov.64)		2,95	3	3,05	2,9	3,1	2,85	3	3,1	2,85	2,9	3,1
Tag nach der Op.	1.	2,5	2,5	2,6	2,6	2,65	2,4	2,65	2,75	2,55	2,6	2,7
	2.	2,65	2,6	2,75	2,65	2,75	2,55	2,75	2,8	2,6	2,7	2,75
	3.	2,6	2,55	2,65	2,65	2,75	2,5	2,75	2,85	2,6	2,7	2,7
	4.	2,6	2,55	2,6	2,6	2,7	2,45	2,7	2,8	2,5	2,7	2,6
	5.	2,65	2,55	2,6	2,6	2,7	2,55	2,65	2,8	2,5	2,7	2,65

MEISNER

Abstand der Elektroden in cm		4	3	4	3	3	3	3	7	7	8	8
Tag der Operation (10.Nov.64		2,55	2,5	2,75	3,05	2,7	2,65	2,95	2,75	2,75	2,85	2,6
Tag nach der Op.	1.	2	2	2,4	2,7	2,35	2,05	2,65	2,4	2,5	2,55	2,35
	2.	2	2,05	2,4	2,7	2,35	2,05	2,7	2,4	2,5	2,5	2,4
	3.	2,15	2,1	2,45	2,7	2,5	2,15	2,75	2,5	2,6	2,6	2,5
	4.	2,05	2,05	2,35	2,7	2,35	2,1	2,7	2,45	2,5	2,55	2,4
	5.	2	2,1	2,3	2,7	2,3	2,05	2,75	2,4	2,45	2,5	2,35

s.S.46 u. 49

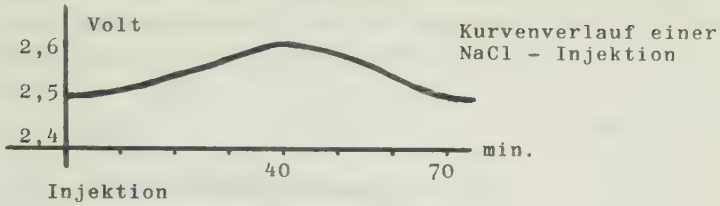
Der Versuchsperson (MÖLLER) wurden die Drähte A und C tiefer gelegt als die übrigen D, E und F und B am flachsten. Als Maß für die Tiefe der eingeführten Drähte diente die Länge der Drahtanteile, die in der Haut lagen. Diese Werte wurden nach Entfernung der Nähte ermittelt : es lagen die Nähte B 4mm und als tiefste bei MÖLLER die Naht A und bei MEISSNER die Naht F mit jeweils 8 mm in der Haut. An Hand der Zahlen am 1.Tag nach der Operation ist erkennbar, daß, je tiefer die Drähte lagen, desto besser der Strom geleitet wurde (z.B.:AC=2,75). Wenn eine Naht die B-Naht war, lag das Meßergebnis niedriger (z.B.: AB=2,5; BC=2,5; BE=2,4). AB und BC sind 2,5 und durch ihren Anteil A bzw. C größer als BE=2,4 , da E nicht so tief liegt wie A und C.

Zu den Ergebnissen (1.Tag post op.) der Selbstversuche : Die Drähte D und F wurden am tiefsten und wie bei MÖLLER B am flachsten gelegt. Das heißt, daß alle Werte, in denen D oder F vorkommen, gleich oder höher liegen als der Mittelwert zwischen 2,0 und 2,7 , also 2,35, und daß alle Werte, in denen B vorkommt, extrem niedrig liegen (z.B.: AB=2,0; BC=2,0; BE=2,05).

An Hand dieser Versuchsergebnisse ist zu erkennen, daß nicht der Abstand, der zwischen 3 und 9 cm lag, die Meßergebnisse beeinflußt, sondern die Tiefe der eingeführten Elektroden. Die dadurch entstehenden Unterschiede in der Größe der Meßwerte haben keinen Einfluß auf den Verlauf der Kurve, sondern nur auf den Abstand der Kurve von der Abszisse.

Bei der nächsten Versuchsreihe galt die Aufmerksamkeit der Empfindlichkeit der Meßmethode. Zu diesem Zweck ließen sich die Versuchspersonen je 0,5 ccm Aqua dest., Kaliumlaktat, Natriumlaktat und phys.NaCl intrakutan zwischen die Drahtnähte injizieren. Dabei wurden parallel verlaufende Kurven ermittelt, so daß nur eine, und zwar

die für NaCl wiedergegeben wird.

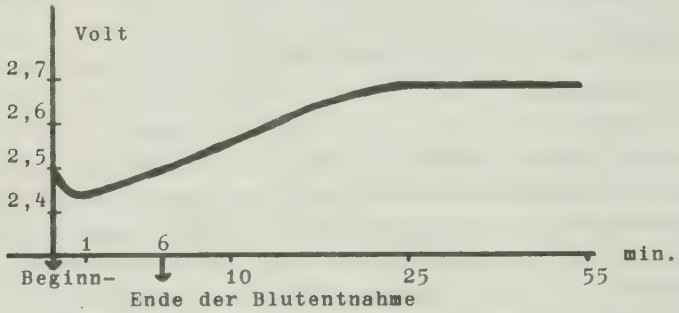


Die Kurve zeigt, daß die Lösung nach ungefähr 40 min. die größte Diffusion ins Gewebe und eine halbe Stunde später den Ausgangswert wieder erreicht hat, bzw. vom Blut abtransportiert wurde. Da diese Werte sich mit den Erfahrungen der Klinik decken, können die Versuche als Beweis für die Empfindlichkeit angeführt werden. Andererseits zeigt es auch, daß zum Teil die Wirkungsweise der Methode in der Messung unterschiedlicher Ionenkonzentrationen begründet liegt, die durch Messungen nach der Drahteinführung bestätigt wurden : Die Werte lagen wesentlich höher als die einen Tag nach der Operation, zurückzuführen auf das Anästhetikum und die Hyperämie um die Einstichstellen.

Im Gegensatz zu der lokalen Hyperämie war interessant zu erfahren, ob eine Volumenänderung der gesamten Blutmenge im Körper die Messung beeinflußt. Aus diesem Grund spendete MÖLLER 480 ml Blut, während mir die angenehmere Rolle des Messens zuviel. Die Blutabnahme dauerte 6 min.. Der Ausgangswert betrug 2,5 Volt. Nach 1 min. waren 50 ccm in die Flasche gelaufen. Der Wert sank auf 2,45 Volt ab, stieg danach langsam wieder an, bis er nach 25 min. den Wert von 2,7 Volt erreicht hatte, der die folgenden gemessenen 30 min. beibehalten wurde.

Als Grund für diesen Kurvenverlauf kann eine periphere Durchblutungsverminderung kurz nach dem Einstich, ob psychisch oder durch den Blutverlust von 50 ccm bedingt,

kann ich nicht entscheiden, angenommen werden. In dem darauffolgenden Anstieg ist eine Aktivierung der Ionen in der Haut als Folge der Kompensation des Blutverlustes zu sehen.

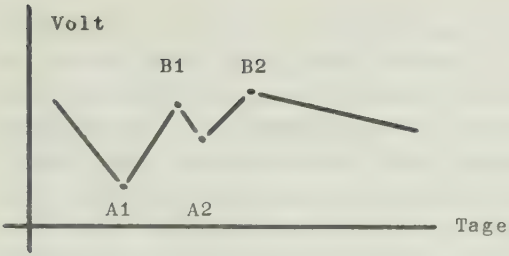


Kurvenverlauf einer Blutentnahme von 480 ccm

IV. ERGEBNISSE

A.) Am Menschen

Wie auf Seite 36 erwähnt sind in ein Diagramm auf der Abszisse die Tage und auf der Ordinate die abgelesenen Spannungen aufgetragen. Die jeden Tag durch Messung gewonnenen Werte werden eingetragen und durch Verbindung eine Kurve dargestellt, die durch ihren typischen Verlauf als Maß für die Wundheilung gewertet werden soll. Es folgt eine Beschreibung des Kurvenverlaufes, der während der vorgenommenen Messungen ein immer wiederkehrendes Bild zeigt. Die Kurve fällt zunächst und hat bei leichteren Operationen am 2., in den meisten Fällen am 3. und nach schweren Operationen am 4. Tag seinen ersten tiefen Punkt erreicht (A1). Danach steigt der Kurvenverlauf wieder an, erreicht ein Maximum (B1), fällt wieder für einen Tag ab (A2), steigt daraufhin wieder an (B2) und fällt anschließend langsam ab.



Schematische Darstellung des Kurvenverlaufes der Wundheilung mit den Minima A1 u. A2 und den Maxima B1 u. B2.

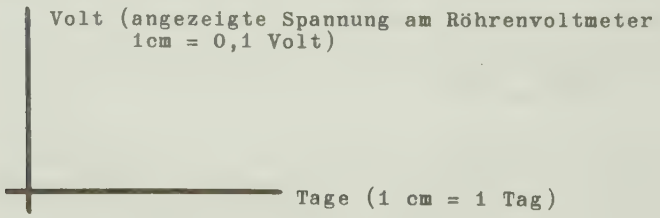
Dies ist der Kurvenverlauf, der bei den meisten Patienten festgestellt werden konnte (Kurven 1,2,3,4 u. 5 auf den Seiten 55 bis 59). Diese Patienten hatten entweder sehr schwere Eingriffe zu überstehen, oder aber eine sehr schlechte Körperresistenz. Bei anderen Patienten mit einer zwar umfangreichen Operation, aber gutem Allgemeinzustand fällt auf, daß die Kurve das Minimum A2 ausläßt (Kurven 6 u. 7a auf den Seiten 60 u. 61), oder durch flacheren Anstieg nur schwach andeutet (Kurve 7b). Alle Patienten - außer kleinen Operationen wie Narbenkorrekturen oder Varizen - wurden niemals vor dem Erreichen des 2.Maximums (B2) entlassen, wobei zu erwähnen ist, daß die Untersuchungen unabhängig und ohne Absprache mit den Stationsärzten vorgenommen wurden.

Mit der 8. Kurve (S.62) ist ein Kurvenverlauf nichterfolgter Wundheilung aufgezeigt. Die Kurven verlaufen nicht parallel (Kurven 2,5 u. 7), sondern unregelmäßig. Die Kurve a dieses Patienten hat bis zum 7. Tag einen normalen Verlauf, fällt aber nicht weiter ab, sondern steigt an als Folge einer Serombildung und Blutansammlung unter der Wunde, die am nächsten Tag nach nächtlicher Blutung durchbricht. Diese Kurve konnte nur deshalb während der ersten 7 Tage einen normalen Verlauf nehmen, weil die Drahtelektroden am äußersten kranialen Ende der Wunde lagen (Abstand 1 cm). Die Kurven der Wundmitte b und c

zeigen keinen typischen Verlauf. Die Kurve c fällt nach dem 7. Tag nicht ab, sondern zeigt nur einen kleinen Abfall am 13. Tag infolge Austrocknung - dann jedoch Anstieg infolge Eiter-, Serum- und Blutansammlung. Als diese aus der Wunde austrat, fiel die Kurve wieder ab, erreichte ein Minimum durch die darauffolgende Austrocknung am 17. Tag und stieg wieder an infolge Serombildung. Die Messungen konnten nicht fortgesetzt werden, weil alle Nähte entfernt und die Wundränder mit Tesafilm zusammengehalten wurden.

Dieses Kurvenbild einer gestörten Wundheilung zeigt sehr deutlich, daß, sobald eine Flüssigkeitsänderung in der Wunde auftritt, die Kurve ansteigt, und umgekehrt bei Eintrocknung abfällt, und daß bei unzureichender Wundheilung die Kurve einen atypischen Verlauf nimmt - daran zu erkennen, daß die Kurven nach dem 2. Maximum nicht langsam abfallen (z.B. Kurve 1), sondern ansteigen, und daß die Kurven nicht parallel verlaufen.

Zeichenerklärung zu den Kurven :



A_E = Abstand der Drahtelektroden in cm
L_N = Länge der Wunde in cm
J = Alter des Patienten
kg = kg Körpergewicht
cm = Körpergröße in cm
Op = Tag der Operation
w = weiblicher Patient
m = männlicher Patient

B.) Vergleich der Ergebnisse Mensch - Meerschweinchen

Die Versuchstiere wurden regelmäßig ernährt, um Gewichtsschwankungen zu vermeiden. Bei der Enthaarung - einen Tag vor der Operation - konnten Verletzungen der Haut durch Enthaarungspräparate weitgehend ausgeschlossen werden. Die Wunde hatte bei allen Tieren den möglichst gleichen Verlauf; sie wurde auf der linken Seite 1,5 cm paravertebral bis auf die Fascie in einer Länge von 5 cm durchtrennt und durch eine fortlaufende Naht vernäht. Um Irritierungen der Wunde zu vermeiden, wurde auf einen Wundverband verzichtet. Deshalb war bei den darauffolgenden Versuchen mit menschlicher Haut von Vorteil, daß HEGEMANN (34) in seiner Klinik am zweiten Tag post operationem keinen Wundverband mehr anlegen läßt. Als Elektroden zur Messung des Wundheilungsablaufes an Meerschweinchenrückenwunden wurde, wie auf Seite 44 berichtet, der Schnäpper verwendet.

Ein Vergleich der Ergebnisse der Versuche mit menschlicher Haut mit denen der Meerschweinchenhaut ergibt, daß die Wundheilungskurven einen typischen und im Prinzip gleichen Verlauf haben :

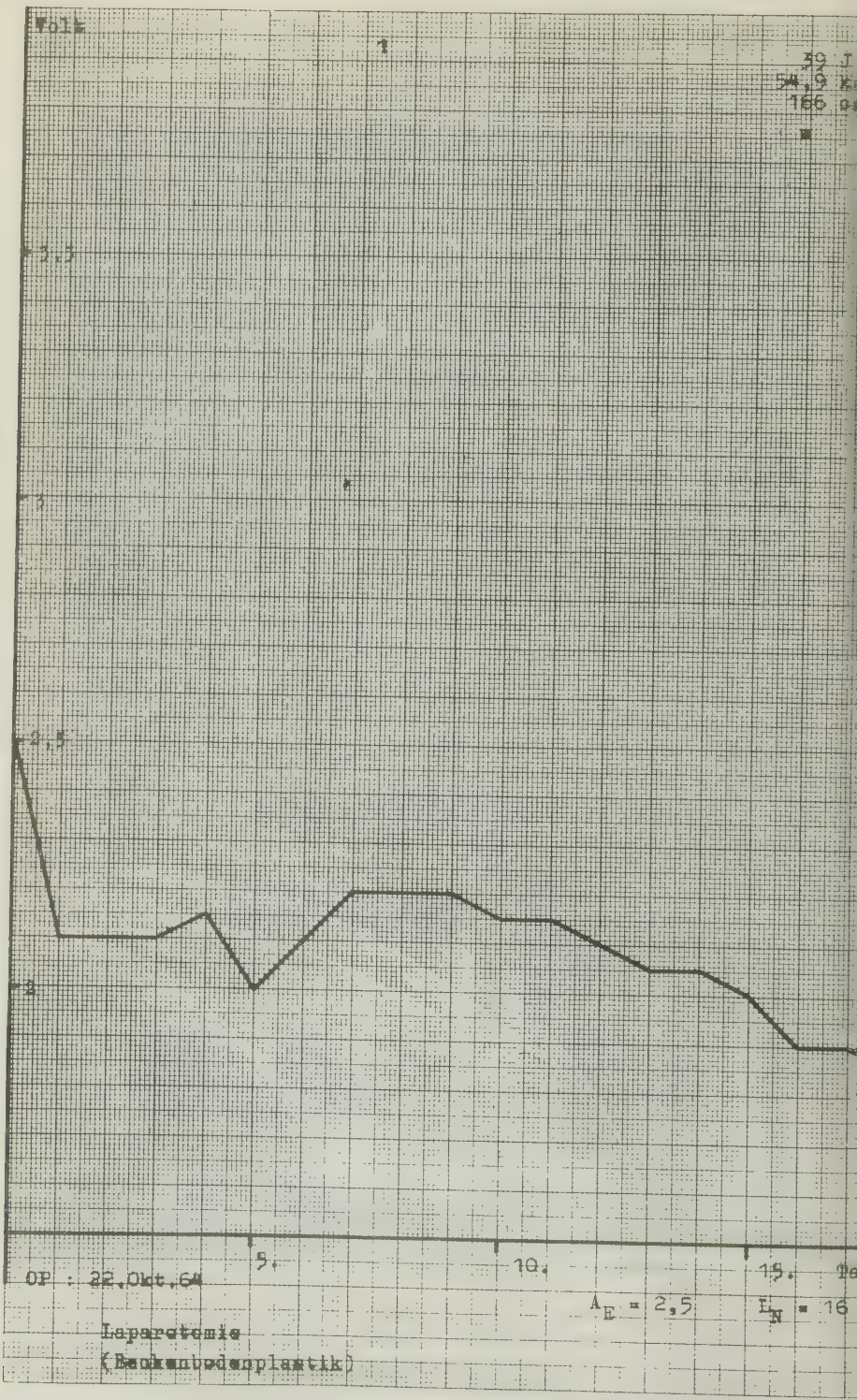
1.) Abfall bis zum dritten Tag (A1)
2.) folgend ein Maximum (B1)
3.) wiederum ein Abfall (A2)
(Mensch : 1 - 2 Tage
Meerschweinchen : 1 bis mehrere Tage)
4.) erneutes Ansteigen und 2.Maximum (B2)
5.) langsamer Abfall der Kurve

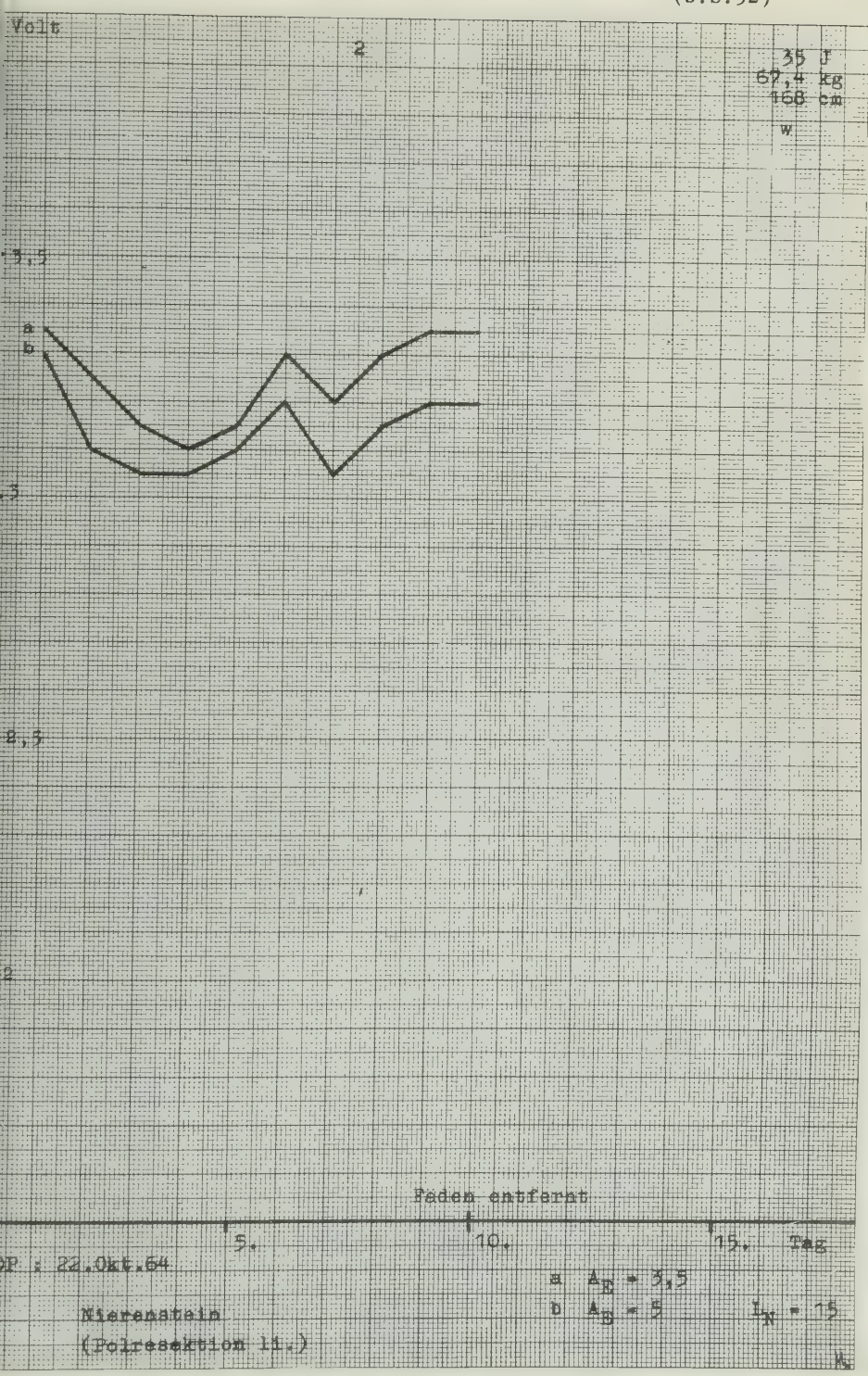
Der Kurvenverlauf ist bei den Tierversuchen gleichmäßiger, weil :

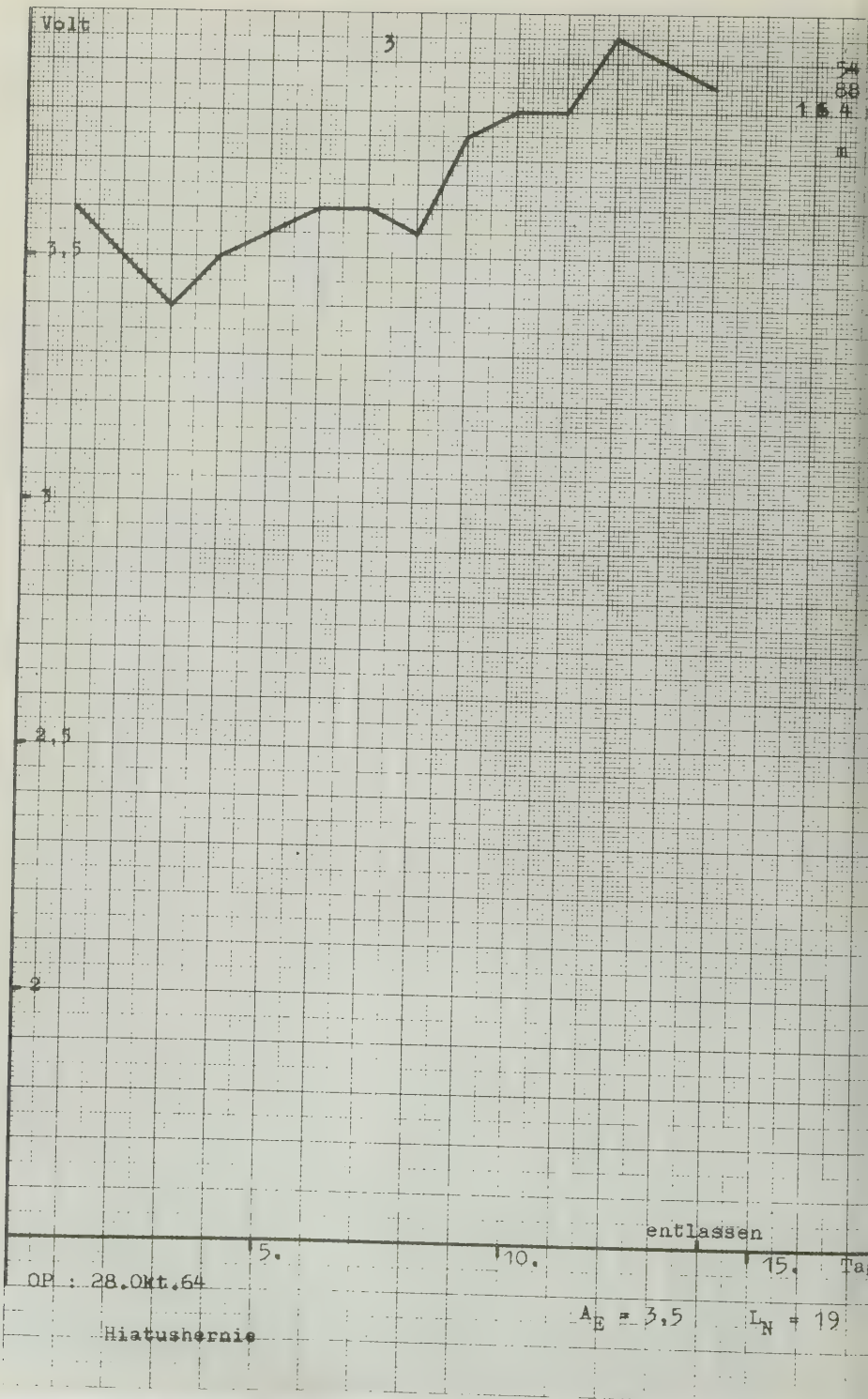
1.) möglichst gleichaltrige, gleichschwere und gleichgeschlechtliche Tiere verwendet wurden und

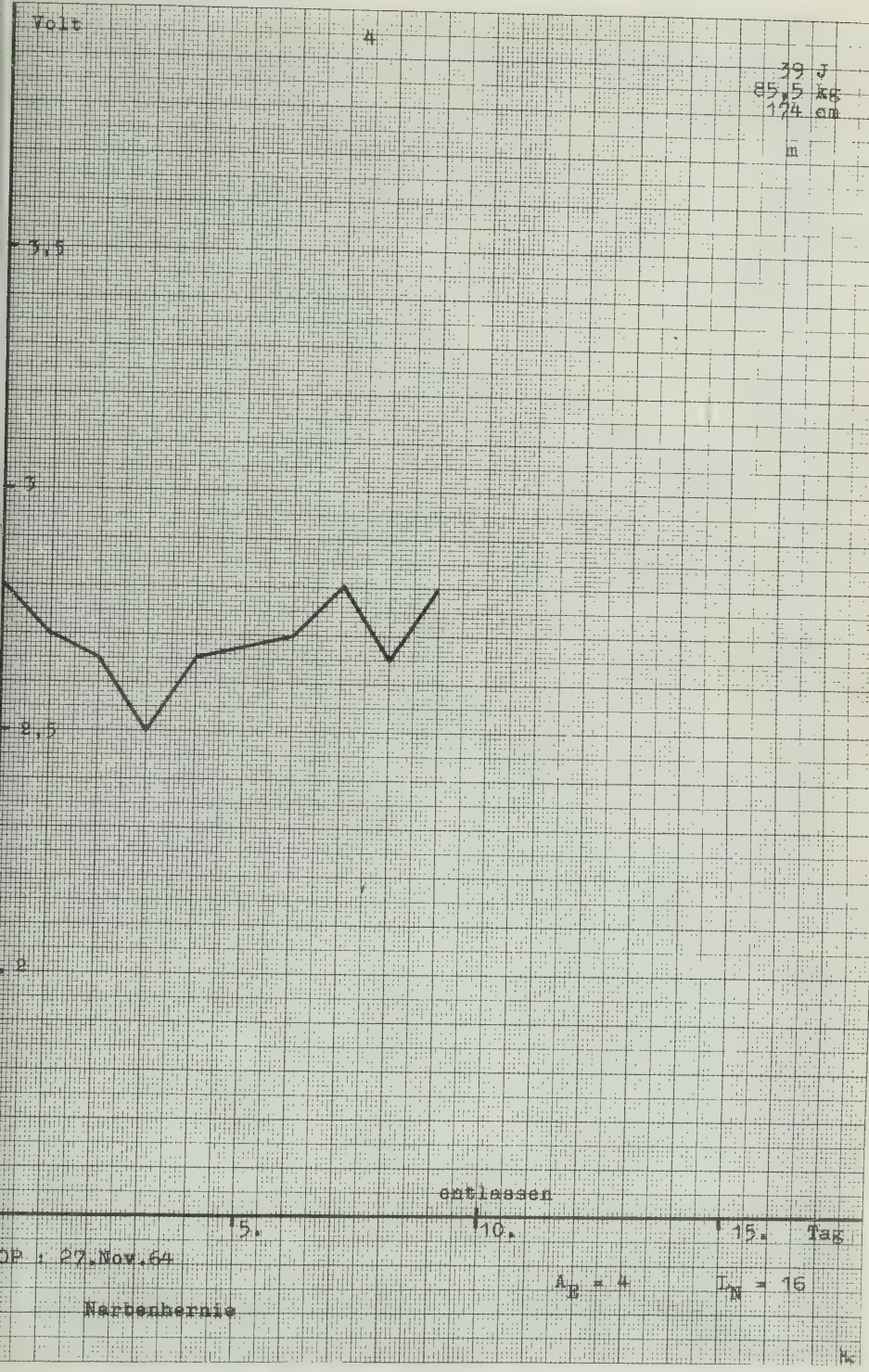
2.) die Tiere gesund waren.

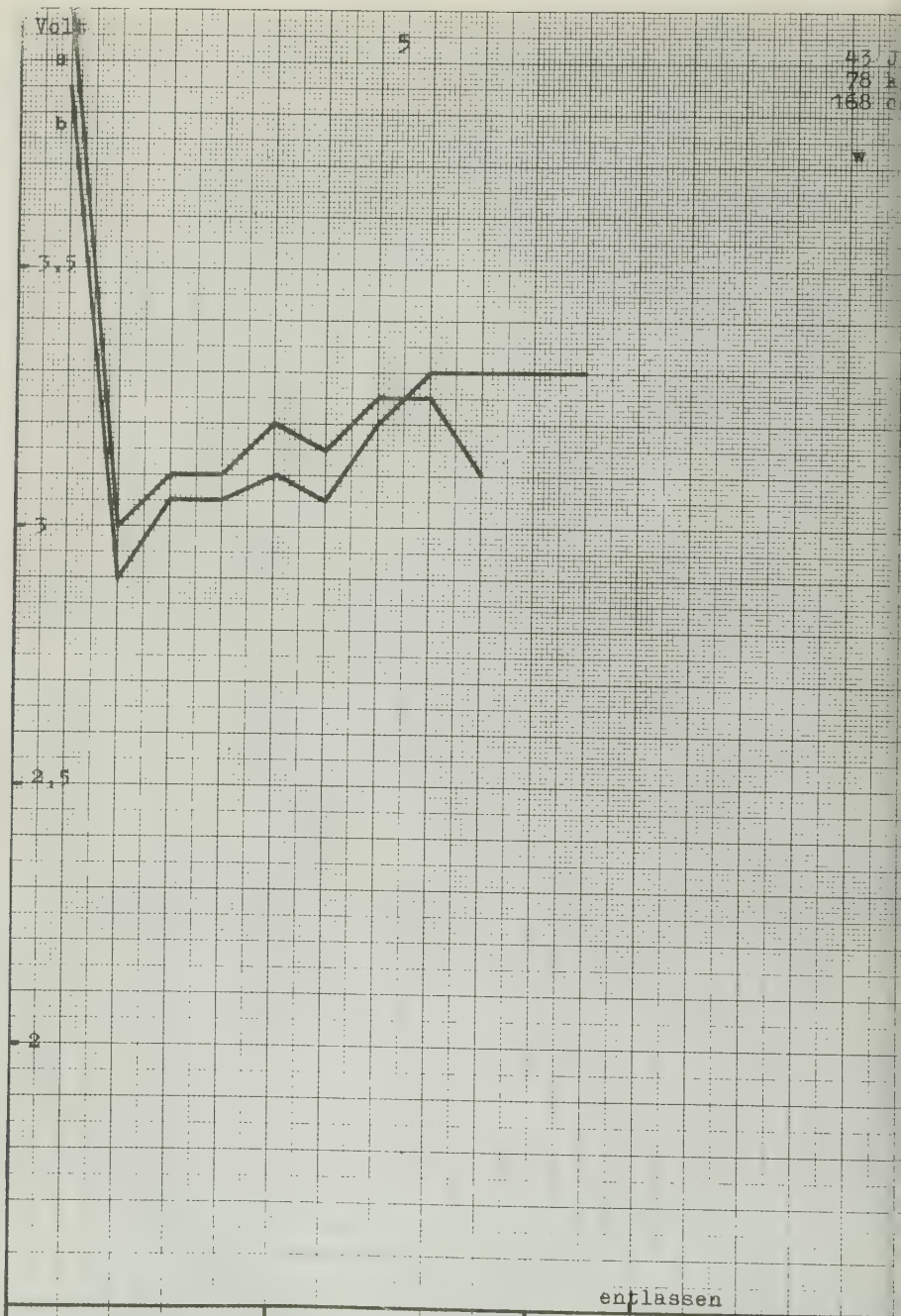
Der letzte Punkt ist der entscheidende, da dadurch bei den Tierversuchen eine optimale Wundheilungskurve erzielt


Volk
59 J
54,9 k
166 g
3,5
3
2,5
2
5.
10.
15.
OP : 22.Okt.64
A_E = 2,5
L_N = 16
Laparotomie
(Beckenbodenplastik)


Volt
2
35 J
67,4 kg
168 cm
W
3,5
a
b
3
2,5
2
Fäden entfernt
5.
10.
15.
Tag
OP : 22.Okt.64
a A_E = 3,5
b A_B = 5
L_N = 15
Nierenstein
(Polresektion 11.)


Volt
3
3,5
3
2,5
2
entlassen
5.
10.
15.
OP : 28.Okt.64
Hiatushernie
A_E = 3,5
L_N = 19


Volt
4
39 J
85,5 kg
174 cm
m
3,5
3
2,5
2
entlassen
5.
10.
15.
Tag
OP : 27.Nov.64
A_E = 4
I_N = 16
Narbenhernie

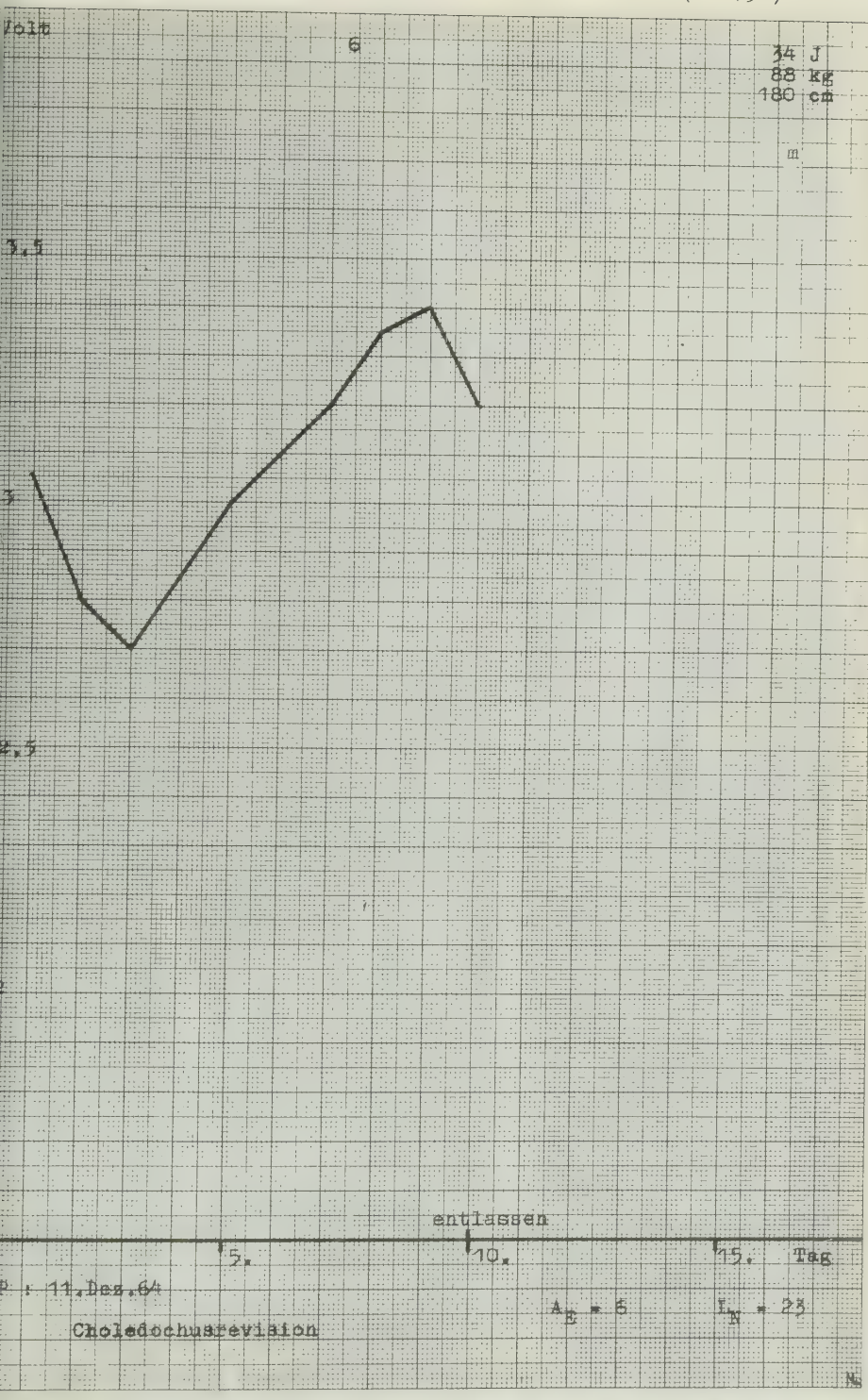


OP : 30.Okt.64

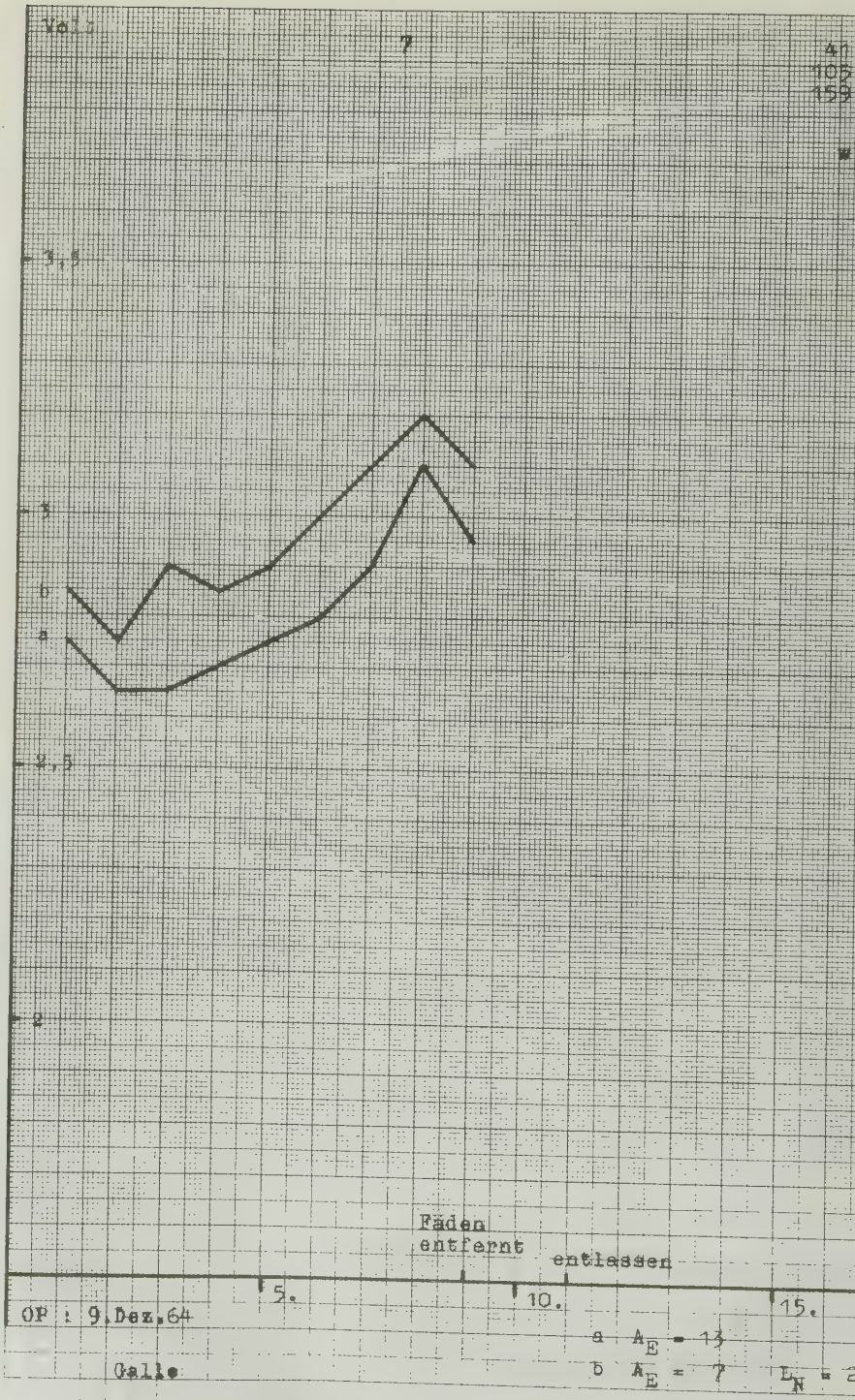
a A_E = 4,5

Galle

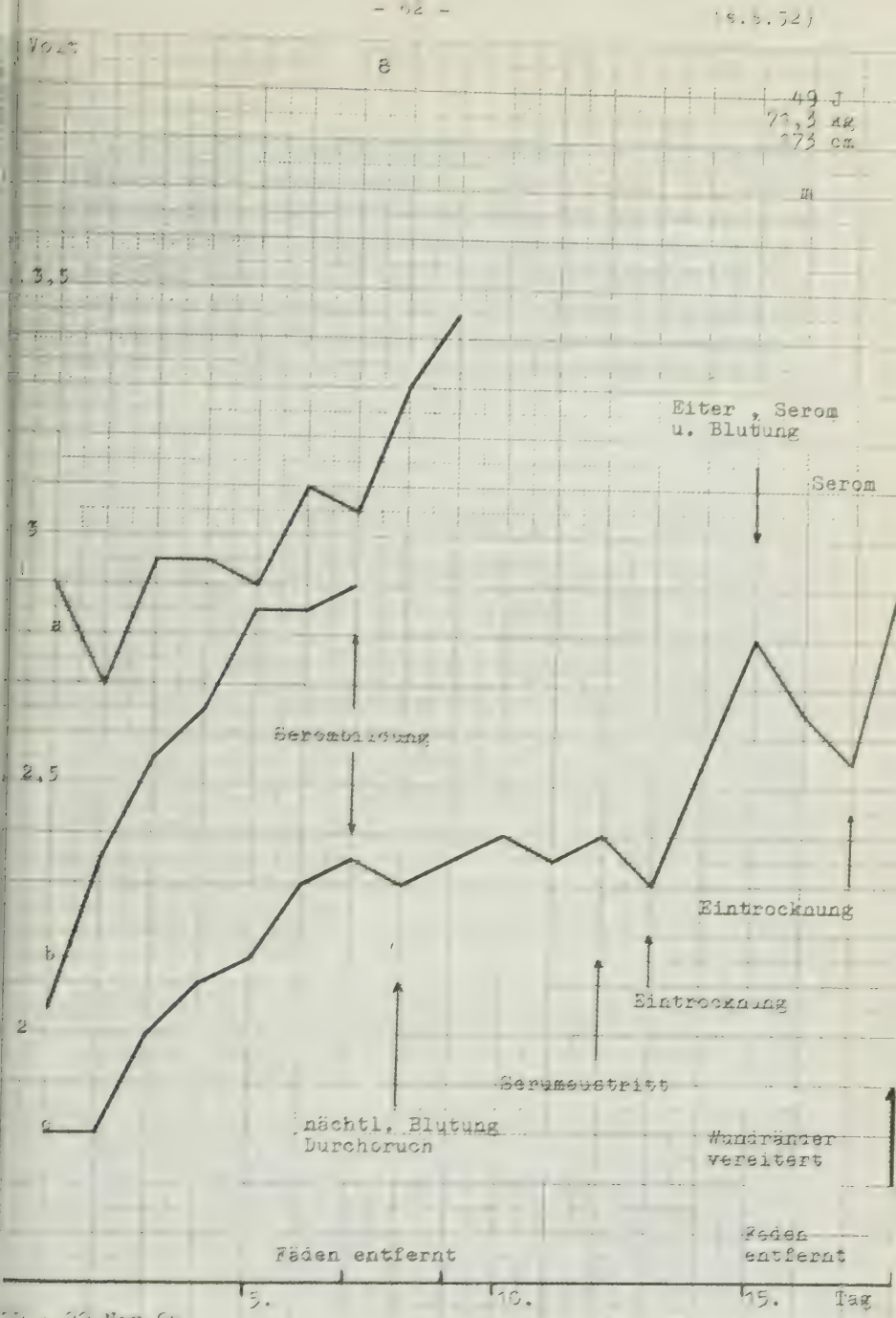
b A_E = 5,5 L_N =


Volt
6
34 J
88 kg
180 cm
m
3,5
3
2,5
entlassen
5.
10.
15.
Tag
P : 11.Dez.64
Choledochusrevision
A_E = 6
L_N = 23

(s.S.52)


Volt
7
41
105
159
W
3,5
3
b
a
2,5
2
Fäden
entfernt
entlassen
5.
10.
15.
OP : 9.Dez.64
a A_E = 13
b A_E = 7
L_N = 2
Galle

(9.5.52)



OP : 23.Nov.54

Laparotomie (Rectumprolaps)

a A_E = 1
b A_E = 3
c A_E = 3

Z_T = 15

wird und z.B. die beiden Maxima auf den 4. und 11. Tag festgelegt werden können. Auf Grund dieser Tatsache fällt es leichter, die Schwankungen der Versuche mit menschlicher Haut zu erklären. Hier fallen die Vorraussetzungen, die für die Tiere gelten, fort, und es werden für jeden Patienten individuelle Wundheilungskurven ermittelt, die durch Krankheit, Größe des Eingriffes, Alter, Gewicht, Geschlecht und Allgemeinzustand des Patienten beeinflußt sind.

V. DISKUSSION

A.) Wirkungsweise der Versuchsanordnung

Die Wiedervereinigung getrennten Gewebes, die Wundheilung, erfährt in ihrem Ablauf eine Änderung ihres Zell-, Wasser- und Elektrolythaushaltes (Seite 8 - 12). Diese Änderung der Wundgewebskonsistenz bedingt eine unterschiedliche Leitfähigkeit für den elektrischen Strom. Versuche ergaben, daß nur mit hochfrequentem Wechselstrom verwertbare Versuchsergebnisse erzielt werden konnten. Der auf Seite 32 beschriebene schematische Kurvenverlauf zeigt eine ungestörte Wundheilung an. Bei einer Störung des Wundheilungsablaufes tritt auch eine Änderung des Kurvenverlaufes ein. Diese Abweichungen mit ihren beiden Minima und Maxima dienen als Maß für eine nichterfolgte oder verzögerte Wundheilung.

Die drei Kurven der Sulfataufnahme (S.10), des O_2-Verbrauch (S.10) und der pH-Wert-Änderung (S.12) lassen einen Vergleich mit den Meßergebnissen der aufgezeigten Methode zu. Die Kurve hat am 3. Tag das erste Minimum und steigt wieder um durchschnittlich am 5. bis 6. Tag zum ersten Maximum zu gelangen (pH-Wert-Kurve: 6.Tag, Sulfataufnahme- u. O_2-Verbrauch- Kurve: 5.Tag). Danach fällt die Kurve - ebenso wie die drei anderen - ein bis zwei Tage ab und erreicht nach einigen Tagen das 2. Maximum, das gleichbedeutend der Entlassung aus dem Krankenhaus war.

B.) Vor- und Nachteile dieser zu bekannten Methoden

Der Nachteil der bekannten Methoden zur Messung der per primam heilenden Wunden besteht vor allem darin, daß sie blutig sind - wobei nur begrenzte Körperflächen zur Verfügung stehen - und für jeden Versuch ein neues Tier verwendet werden muß. Dadurch hat die aus den Versuchsergebnissen gewonnene Kurve eine zu hohe Fehlerquelle.

Die beschriebene Methode erfüllt die auf Seite 5 und 6 geforderten Vorraussetzungen. Der Hauptvorteil liegt darin, daß sie unblutig ist. Sie erlaubt es, auf der gesamten Körperoberfläche zu messen und den Wundheilungsablauf an ein und demselben Tier, bzw. Patienten über beliebig lange Zeit zu verfolgen. Die Fehlerquelle liegt in der Apparatur und ist - wie auf den Seiten 24 bis 29 berechnet wurde - nur durch die elektrischen Geräte bedingt, deren Genauigkeit vom Werk mit 3 - 5 % angegeben wird (Fehlerquelle der Tensiometrie : ±15 % (ENSTE 20)). Die Kosten sind niedrig und die Ausführung ist einfach. Die Methode ist schmerzfrei und beeinflußt nach den Beobachtungen nicht den Heilungsablauf. Die Meßergebnisse brauchen im Gegensatz zur Tensiometrie keiner statistischen Analyse unterworfen zu werden.

C.) Zuverlässigkeit

Technische Fehler wurden durch Überprüfung der Versuchsanordnung und Warmlaufenlassen der Apparate vor den Meßversuchen verhindert.

Das Alter, das Geschlecht - mit zunehmenden Alter wächst der Hautwiderstand, der bei Frauen niedriger liegt als bei Männern (GERSTNER 23) -, das Gewicht und der Allgemeinzustand des Patienten haben auf die elektrische Leitfähigkeit der Wunde einen Einfluß, aber nur im Sinn der Methode, für jeden Patienten einen eigenen Wundheilungsverlauf zu

registrieren.

RUTENFRANZ (71) hat Untersuchungen zur Frage einer Tagesrhythmik des elektrischen Hautwiderstandes gemacht. Die Tagesschwankungen gliedert er auf in eine sogenannte tonische Dauerkomponente und eine rhythmische Komponente. Abends und morgens herrscht eine Erhöhung und mittags eine gewisse Erniedrigung des Hautwiderstandes vor. Die gefundenen Tagesschwankungen des Hautwiderstandes werden von ihm als Äußerung von Umschaltungsvorgängen im vegetativen System des menschlichen Organismus im Sinne einer Ergotropie und Trophotropie nach W.R.HESS aufgefaßt und in Beziehung zur Tagesrhythmik der physiologischen Leistungsbereitschaft gebracht. Aus diesem Grund wurden die Messungen vorsichtshalber in der Zeit von 13 bis 14 Uhr vorgenommen.

Nach einigen Versuchen konnte auf die Berücksichtigung der Gewebstemperatur verzichtet werden, da auch bei Selbstversuchen nach vorrausgegangener Erwärmung durch ein heißes Armbad keine Beeinflussung feststellbar war. Die Messungen erfolgten immer bei Raumtemperatur.

Den Schweiß muß man als mögliche Fehlerquelle in Betracht ziehen. DE BETHUME, LICHT, STERN und SCHWACHMANN (6) stellten Untersuchungen über die Leitfähigkeit des Schweisses an. Die Zusammensetzung des Schweißes ist so, daß zu 60 - 90 % die Leitfähigkeit dem Na- und dem K-chlorid zugesprochen werden kann, der andere Teil den Ca^{++}-, SO_4''- und Laktationen. Der pH-Wert bewegt sich zwischen 4 und 7. NaCl hat zu 50 - 90 % den Anteil von der Summe des Na- und K-chlorids.

Die hauptsächliche Flüssigkeit vom Schweiß hat ungefähr die gleiche Gesamtkonzentration wie das Blutplasma (SLEGERS 81). Das heißt, daß der Schweiß in seiner Zusammensetzung abhängig ist von dem Blutplasma im Gewebe.

Sollte dieses eine Änderung in der Wundumgebung erfahren, so müßte es, würde es mitregistriert werden, eine Unterstützung der Messung bedeuten.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Zusammenfassend die wichtigsten Werte der Versuchsanordnung:

Versuche mit :	Frequenz in KHz	Höchstspannung u.Generatorspannung in Volt	Spannung am Röhrenvoltmeter in Volt
menschlicher Haut	150	0 - 13,4	0 - 5
Meerschweinchenhaut	150	0 - 5	0 - 1,5

Versuche mit :	Vorschaltwiderstand in Ohm	Länge eines Koaxialkabels in Meter	Elektroden
menschlicher Haut	215	2	Drahtnähte
Meerschweinchenhaut	800	0,85	Schnäpper

Versuche mit :	Elektrische Fehlerquellen in %	
	Schaltung	Apparate
menschlicher Haut	0,05	3 - 5
Meerschweinchenhaut	0,08	3 - 5

Zur Messung des Wundheilungsablaufes per primam heilender Hautwunden, die nicht linear verlaufen müssen, sondern auch eine leichte Krümmung aufweisen können, wurde hochfrequenter Wechselstrom verwendet. Das Prinzip der Methode beruht auf der zeitlich unterschiedlichen Leitfähigkeit des Wundgewebes durch seine Elektrolyt- (Art der Ionen) und Flüssigkeitsänderung (Konzentration) während des Wundheilungsgeschehens. An Hand von 55 gesunden Meerschweinchen wurden Meßergebnisse in Form einer Kurve ermittelt, die durch ihren Verlauf ein typisches Bild des normalen Wundheilungsverlaufes gibt. 42 Versuche an stationären Patienten ergaben individuelle Kurven, aus denen zum Beispiel der Zeitpunkt der Entlassung aus dem Krankenhaus (ein Tag nach dem 2. Maximum) erkennbar ist. Die Methode ist unblutig, einfach in der Ausführung, schmerzfrei und beeinflußt den Wundheilungsablauf nicht durch Wahl der geeigneteren Hautelektrode für Mensch und Tier. Schmerzen auf Grund der elektrischen Reize treten durch die durch Selbstversuche ermittelte Frequenz von 150 KHz nicht auf. Die Kurve deckt sich mit denen anderer Methoden in den Grundzügen.

Weitere Untersuchungen unter den Kautelen des doppelten Blindversuches sind zur Überprüfung der Methode notwendig.

Literaturverzeichnis

1. Albrecht, P.
" Wundheilung und Wundbehandlung"
Zbl. Chir. 1928 S. 115

2. Allgöwer, M.
" Cellular basis of wound healing "
140 pp. Thomas, Springfield, III 1956

3. Andreesen, R. und H. Tammann
" Über den Elektrolytzustand in aseptischen Wunden"
Bruns Beitr. 1933 Bd. 158 S.457

4. Aposoleanu, E. und O. Vladutio
" Versuche über die Variationen der pH-Werte in der Entwicklung septischer Wunden und den dabei angewandten Behandlungsmethoden "
Lyon Chir. Bd. 33 1936

5. Arey, L. B.
" Wound healing "
Physiol. Rev. Baltimore 16, 327, 1936

6. Bethume, A. I. De, T. S. Licht , M. Stern and H. Schwachmann
" The electrical conductivity of Swead "
J. Electrical Soc. 106, 1959, S. 261

7. Biskupski, B.
" Platin - Hg - Calomel - Elektrode "
Pflügers Archiv 240, 1938, S. 282

8. Björlin G.
" The influence of local anaesthetics on living tissue in white rat (as judged by the tensile strength of healing wounds, the local circulation of the skin and macroscopic and microscopic tissue changes)"
Papers Dept. Surgery Lund, University of Lund 1954-56

9. Blair, G. H. van den Brenk, H.A.S., Heald, K., Slom,
" Radiation and wound healing "
in Slom: Wound Healing, Pergamon Press London 19

10. Botsford, Th. W.
" The tensile strength of sutured skin wounds durling healing "
Surg. Gynec. and Obst. 72 690 1941

11. Caldwell jr. F.T., Donohue P., Rosenberg B.
" The effect of environmental temperature upon rate of gain of tensile strength of abdominal wounds "
Abs. of First Multiple Discipline Res. Forum, Am
Med. Ass., held in New York, June 27-9, 1961

12. Carrel, A., Ebeling, A.H.
" Studies in wound healing"
J. of Exp. Med. 1921

13. Carrel, A., Hartmann, A.
" Cicatrization of wounds I. The relation betwee
the size of a wound and the rate of cicatrizatio
J. Exp. Med. 24 1916 S. 429-450

14. Catchpole, H. R.
" Role of ground substance in wound heling in Williamson "
The healing of wounds p. 29-46 (s.dort)

15. Desprez, J. D., Kiehn, D. L.
" The effects of Cytoxan on wounds healing"
Plastic Reconstr. Surg. 26 1960 S. 301

16. Doberauer, W.
" Effect of age on wound healing "
Gerontol. Clin. 4 1962 S. 112-27

17. Douglas, D. M.
"Wound healing and management"
Errors of Tensiometry S. 67,
E. & S. Livingstone Ltd. 1963

18. Dunphy, E.
" On the nature and care of wounds "
Ann. R. Coll. Surg. Engl. 26 1960 S. 69

19. Ebeling, A.
" Cicatrization of wounds. The temperature coefficient "
J. Exper. Med. 35 1922 S. 657

20. Enste, E.
" Tierexperimentelle Untersuchungen über den Einfluß von Trisäthyleniminobenzochinon auf die Reißfestigkeit linearer Hautnarben "
Inaugural-Dissertation Erlangen 1963

21. Erici, I.
" Effect of environmental temperature on the rate of wound "
Acta Chir. Scand. Vol. 112, 1956 Fasc. 5 345

22. Gaza v. W.,
" Der Stoffwechsel im Wundgewebe"
Bruns Beitr. Bd. 110 1918 S. 347

23. Gerstner, H.
" Statistische Untersuchungen über den Wechselstromwiderstand der menschlichen Haut im Tonfrequenzbereich "
Pflügers Archiv 250 1948 S. 125

24. Gerstner, H. und Gerbstädt, H.
" Der Wechselstromwiderstand der menschlichen Haut "
Pflügers Archiv Bd. 252 1949 S. 111

25. Gildemeister, M.
" Über elektrischen Widerstand, Kapazität und Polarisation der Haut I"
Pflügers Archiv 176 1919 S. 84

26. Gildemeister, M.
"Über elektrischen Widerstand, Kapazität und

Polarisation der Haut II"
Pflügers Archiv 219 1928 S. 89

27. Girgolaff, S.
" Über die lokale Azidonse der per primam heilenden Wunde "
Zbl. Chir. 51 1924 S. 2297

28. Gray, D. E.
" Electricity and Magnetism " p. 5b - 15
American Institute of Physics Handbook, 2nd ed. 6
McGraw-Hill Book Company

29. Grillo, H. C., Portsaid, M. S.
" Studies in wound healing IV. Retardation of contraction by local x-irridation, andobservations relating to the origin of fibroblasts in repair "
Ann. Surg. 154 1961 S. 741 - 750

30. Grillo, H. C., Watts, G. T., Gross, J.
"Studies in wound healing
I. Contraction and the wound contents"
Ann. Surg. 148 1958 S. 145 -152

31. Grimsehl
" Elektrolyse "
Physik II S. 132
Ernst Klett Verlag Stuttgart

32. Hartwell, S. W.
" Mechancs of healing in human wounds "
Thomas, Springfield 111 1955

33. Harvey, S. G.
" Healing of the wounds as a biological phenomenon"
Surg. 25 1949 S. 655

34. Hegemann, G.
" Wundheilung und Wundbehandlung "
Lehrbuch der Chirurgie: Hellner, Vossschulte,Niss
Thieme Verlag Stuttgart 1957

35. Hegemann, G.
" Standardmethode zur Beurteilung des Wundverlaufs "
Langenbecks Archiv 264 1950 S. 169

36. Hegemann, G.
" Bedeutung einiger Allgemeineinflüsse auf die Wundheilung "
Klin. Wochenschrift 158 1950

37. Heite, H.-J.
" Ein tierexperimentelles Modell zur quantitativen Prüfung wundheilungsfördernder Salben "
Universitätshautklinik Marburg/Lahn

38. Hertzen P.A. und L.M. Mismewitsch
" Über den Wundstrom"
Zentralblatt für Chirurgie 1926 S. 164

39. Hopf, H.Ch.
" Das kritische Intervall peripherer Nerven bei Reizung am gleichen und an verschiedenen Orten"
Pflügers Archiv 279 1964 S. 67-72

40. Howes, E.L., Briggs H., Shea R., und Harvey S.C.
" Effect of complete and partial starvation on the rate of fibroplasia in the healing wound"
A.M.A. Arch. Surg. 27 1933 S. 846

41. Howes, E.L. und Harvey S.C.
" The age factor in the velocity of the growth of fibroblasts in the healing wound "
J. Exp. Med. 55 1932 S. 577

42. Hozawa, S.
" Studien über die Polarisation der Haut I"
Pflügers Archiv 219 1928 S. 111

43. Ishido, B.
Arch. f. path. Anat. u. Physiol. 240 1923 241

44. Jorgensen O. und Schmidt A.
" Influence of sex hormones on granulation

tissue formation and on healing of linear wounds
act. chir.scand. 124 1962 1-10

45. Kahlson,G., Nilsson K., Rosengren E. und Zederfeldt B.
" Wound healing as dependent on rate of histamine
formation"
Lancet 11 1960 S. 230-4

46. Klensch, H.
" Einführung in die biologische Registriertechnik
Thieme Verlag Stuttgart 1954 S. 170

47. Klingsberg, J. und Butcher, E. O.
" Age and wound healing in the palatal mucosa
of the rat "
J. Gerontol. Abs. 16 1961 S. 390

48. Kühnau, J.
" Biochemie der Wundheilung "
Dtsch. Zeitschrift f. Chirurgie 301 (Kongressber
1962 S. 23-38

49. Levenson ,S.M., Oates J.F. und Geever E.F.
" Effects of whole body x-irridation on wound
healing "
Department of Surg. Metabolism and Physiology
Division of Surg., Walter Reed Army Institute of
Research, Walter Reed Army Medical Center,
Washington 12 D.C.

50. Lieblein
" Zur Kenntnis der chemischen Zusammensetzung des
aseptischen Wundsekrets "
Bruns Beitr. 127 1902 S. 43

51. Lihotzky
" Weitere Erfahrungen mit der Hirn- Rheometrie
nach A.W. Meyer "
Zbl. f. Chir. 1926 S. 453

52. Lindner, J.
" Die Morphologie der Wundheilung"

Dtsch. Zeitschr. f. Chir. 301 (Kongressber.)
1962 S. 39-70

53. Löfström, B. und Zederfeldt, B.
" Wound healing after induced hypothermia.
III. Effect of age "
acta chir.scand. Vol. 114 1957 Fasc. 4- 245

54. Löfström, B. und Zederfeldt, B.
" Effects of induced hypothermia on wound
healing (an experimental study in the rabbit)
II. An experimental investigation of the imortance
of intravascular aggregation of blood cells"
Acta chir. scand. Vol. 113 1957 Fasc. 4-272

55. Löhr, W.
"Wundheilung"
Joh. Ambrosius Barth Verlag Leipzig 1937

56. Marchand F.
" Der Prozeß der Wundheilung "
F. Enke-Verlag Stuttgart 1901

57. Marcy, R.
" Tensile strength of sutured wounds reopened at
different stages of healing"
Compt. Rend. Soc. Biol. 154 1960 S. 1157-8

58. Melchior, E.
" Über Wundphysiologie "
Bruns Beitr. Bd. 127 1922 S. 138

59. Melmotte,P.
" Le pH des plaies de guerre infectées"
Mem. acad. chir. Bd. 66 1940

60. Nather , R. und Jakowitz, A.
" Wundbehandlung und Wasserstoffionenkonzentration "
Arch. klin. Chir. B. 140 S. 9 1926

61. Nilsson, E. Und Wendeberg, B.
" Effect of local anaesthetics on wound Healing"
Acta Anaesthesiologica Scand. 2 1957 S. 87-99

62. di Natala, L. und M. Tabanetti
" Das Verhalten der Chloride und des Stickstoffs im Wundgebiet"
Arch. ital. chir. B. 37 S. 934

63. de Nouy, L.
" Das Altern und die physiologische Zeit"
Zschr. Altersforschung I 1939 S. 301

64. Paget, J.
" Healing of injuries in various tissues"
Lectures on Surg. Pathology 1 1853 S. 271

65. Pappas, A.M., Evans V.J., Hyatt G.H., Earle W. R.
" Acceleration of skin defect closure "
Surg. Gynec. and Obst. 113 1961 S. 681-6

66. Peacock jr. E.E.
" Effect of dietary proline and hydroxyproline on tensile strength of healing wounds "
Proc. Soc. Exptl. Bio. Med. 105 1960 S. 380

67. Raekallio , O.
" Histochemical studies on vital and post mortem skin wounds "
Ann. Med. Exptl. Biol. F. 39 Suppl 6-105 1961

68. Rostock, O.
" Die Wunde "
W. de Gruyter u. Co. Berlin 1950

69. Rothmann, S.
" Physiology and Biochemistry of the Skin "
University of Chicago Press, Chicago 1954

70. Russel, R. S., Billingham, R. F.
" Some aspects ofthe repair in mammals "
Progress in Surg. Vol. 2 S.Karger, Basel-New York 1962

71. Rutenfranz, J.
" Zur Frage einer Tagesrhythmik des elektrischen Hautwiderstandes beim Menschen "

Internat. Zschr. f. angewandte Physiologie
einschließlich Arbeitsphysiologie
Bd. 16 1955-57 S. 152

72. Saitta, S.
"Scritti biol." 5: 409 1930 a
"Scritti biol." 5: 413 1930 b
"Scritti biol." 5: 273 1930 c

73. Sandberg, N. und Zederfeldt B.
" Influence of acute haemorrhage on wound
healing in the rabbit "
Acta chir. scand. 118 1959/60 S. 367 - 371

74. Sandblom, Ph.
" The tensile strength of healing wounds "
Acta chir. scand. Suppl 89 1944

75. Sandblom, Ph.
" Wundheilungsprobleme mit Reißfestigkeitsmethoden
untersucht "
Langenb. Arch. u. Dtsch. Zeitg. f. Chir.
Bd. 287 1957 S. 469 - 480

76. Sandblom, Ph., MurenA.
" Differences between the rate of healing of
wounds inflicted with shorts time intervall
I) cutaneous incisions "
Ann. of Surg.,Vol. 140 No.4 1954

77. Sandison, J.C.
" The transparent chamber of the rabbibts ear. A.
complete description of the improved technique,
and a general account of the growth and behaviour
of living cells and tissues "
Amer. J. Anat. 41 1928 S. 447-473

78. Schanne, O., Kern, R., und Schäfer, B.
" Zum Problem des Innenwiderstandes biologischer
Zellen"
Die Naturwissenschaften 1962 S. 161 Jg. 49

79. Schneider, M.
" Einführung in die Physiologie des Menschen"
Springer Verlag 1964 S. 441 ff.

80. Schulz, W.
" Histologische Elektrolytuntersuchungen bei der Wundheilung "
Zentralbl. f. Chir. 1933 S. 99

81. Slegers, J. F. G.
" The Mechanism of Sweat-scretion "
Pflügers Archiv 279 1964 S. 265 - 273

82. Thews, G.
" Ein elektrisches Analogrechenverfahren zur Lösung physiologischer Diffusionsprobleme "
Pflügers Archiv. 276 1962 S. 182-191

83. Viljanto, J., Isomäki, H.,Kulonen E.
" Effect of anabolic steroid on the tensile strength of granulation tissue in various nutritional states "
Acta Endocrinol. 41 1962 S. 395 -99

84. Weiss, P.,
" The biological foundation of wound repair"
Harvey Lectures, Series 55 1959/60 pp. 13-42
(Academic Press New York)

85. White, B. N., Shetlar , M. R., Schilling, J. A.
" The gluco-proteins and their relationship to the healing wounds "

86. Williamson, M. B.
" The healing of wounds "
Blakiston Division Mc. Graw-Hill Book Comp. Inc. N.Y. 1957

87. Williamson, M. B., Haley, H. B.
" Uptake of radiosulfur during the healing of surgicel wounds "

88. Yabuki, T.
" Influence of various vitamins on the healing of wounds "
Hiroschima Igaku 8 1960 S. 2611-45

89. Zederfeldt, B.
" Studies on wound healing and trauma with special reference to intravascular aggregation of erythrocytes "
Acta chir. scand. Suppl. 224 1957

90. Zhuravsky, L. S., Mishania, M. B.
" An objective method for determing the rate of primary healing in sutured wounds "
Bull. Exptl. Biol. Med. UssR 43 1957 S. 517-8

91. Zollinger, H. U.
" Beschleunigung der Wundheilung beim Meerschweinschen durch amnionhaltige Salbe "
Schweiz. Zschr. Path. 19 1956 S. 729

92. Zollinger, H. U.
" Die Wundheilung vom Standpunkt der path. Anatomie"
Helv. Chir. Acta 29 1962 S. 1/2

Lebenslauf

1938	am 29.V. in Bad Bramstedt, Schleswig - Holstein geboren Vater: Studienrat Günther Meißner verstorben 1957 Mutter: Lilli Meißner
1940	Umzug nach Uetersen
1958	Reifeprüfung am Ludwig - Meyn - Gymnasium in Uetersen
1963	Bestallung als Zahnarzt nach dem Staatsexamen an der Universität Erlangen
1963/64	Zahnarzt an der Zahnklinik der amerikanischen Armee / Erlangen
1965	seit 15.I. Assistent der Abteilung für Zahnerhaltung an der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkranke der Universität Erlangen - Nürnberg

Offset - Fotodruck
W. Hogl, Erlangen, Brüxer Straße 9, (Nähe Röthelheimbad) Telefon 15336

Offset-Fotodruck
– W. Hogl, Erlangen, Brüxer Straße 9, (Nähe Röthelheimbad) Telefon 15336 –